

VŠB – Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Analýza VKG dat

Analysis of VCG

VŠB - Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Zadání diplomové práce

Student:

Bc. Lucie Slaninová

Studijní program:

N2649 Elektrotechnika

Studijní obor:

3901T009 Biomedicínské inženýrství

Téma:

Analýza VKG dat
Analysis of VCG

Jazyk vypracování:

čeština

Zásady pro vypracování:

1. Seznámení se se vznikem a měřením EKG a VKG.
2. Seznámení se s matematickou interpretací svodových systémů.
3. Analýza vzájemné odlišnosti jednotlivých svodových systémů.
4. Měření tří svodového EKG před a při CT a MRI vyšetření.
5. Analýzy vlivu zobrazovacích technik na záznamy a kvalitu EKG.
6. Analýzy vlivu zobrazovacích technik na záznamy a kvalitu transformovaného VKG signálu ve frontální rovině.
7. Zpracování a statistické vyhodnocení měřených dat.
8. Zhodnocení výsledků.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] TROJAN, Stanislav, et al. *Lékařská fyziologie*. Praha: Grada Publishing, a.s., 2003. 772 s. ISBN 80-247-0512-5.
- [2] MALMIVUO, Jaakko a Robert PLONSEY. *Bioelectromagnetism: principles and applications of bioelectric and biomagnetic fields*. New York: Oxford University Press, 1995. ISBN 0195058232.
- [3] PENHAKER, Marek, et al. *Lékařské diagnostické přístroje: učební texty*. 1. vyd. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2004. 320 s. ISBN 80-248-0751-3.
- [4] KHAN, Gabriel M. *EKG a jeho hodnocení*. 1. vyd. Praha: Grada, 2005, 348s. ISBN 80-247-0910-4.
- [5] PROCHÁZKA, Aleš a Eva HOŠTÁLKOVÁ. Zpracování biomedicínských signálů a obrazů pomocí wavelet transformace. *Automatizace*. červen 2007, roč. 50, č. 6, s. 397-401. ISSN 0005-125x.
- [6] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie*. 3. 2., upr. a dopl. vyd. Ilustroval Ivan HELEKAL. Praha: Grada Publishing, 2004. ISBN 80-247-1132-X.

Formální náležitosti a rozsah diplomové práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.


Vedoucí diplomové práce: **doc. Ing. Martin Augustynek, Ph.D.**

Konzultant diplomové práce: Ing. Jan Kijonka, Ph.D.


Datum zadání: 01.09.2017

Datum odevzdání: 30.04.2019





doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.
vedoucí katedry



prof. Ing. Pavel Brandštetter, CSc.
děkan fakulty

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracovala samostatně. Uvedla jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpala.

V Ostravě dne: 19. dubna 2019

.....
Slavimová
podpis studentky

Poděkování

Ráda bych poděkovala vedoucímu práce doc. Ing. Martinu Augustynkovi, Ph.D., a také Ing. Janu Kubíčkovi, Ph.D. za odbornou pomoc a konzultaci při vytváření této diplomové práce.

Abstrakt

Tématem této diplomové práce je analýza VKG dat. Důležitým bodem práce je posouzení vlivu zobrazovacích metod na kvalitu snímaného EKG a z něj transformovaného VKG. Této analýze předchází předzpracování EKG signálů a analýza samotných elektrocardiografických záznamů. K posouzení vlivu zobrazovacích technik na signály jsou zvoleny ukazatele jako korelační koeficient, MSE, RMSE a MAE, díky kterým je možné zhodnotit, zda existuje mezi signály daného subjektu závislost a shodnost. Následnou transformací je získán VKG signál a jeho zobrazení ve frontální rovině. Jsou zvoleny dva způsoby tohoto převodu, jedním z nich je transformace pomocí goniometrických funkcí a druhým transformace Korsovou regresní metodou. Ze signálu jsou extrahovány QRS smyčky a vypočítány parametry, které tyto smyčky popisují. Vybranými parametry se staly vektor křivosti křivky, maximální velikost vektoru QRS smyčky, maximální vzdálenost QRS smyčky a jejího těžiště a obvod QRS smyčky. Pomocí statistické analýzy jsou vyhodnoceny výsledky provedených výpočtů.

Klíčová slova

elektrokardiografie, vektorkardiografie, CT, MR

Abstract

This master thesis deals with the VCG data analysis. An important part of the thesis is evaluation of imaging methods influence on resulting quality of ECG signal and transformed VCG signal. This analysis is preceded with ECG signals preprocessing and analysis of electrocardiographic records themselves. Indicators such as correlation coefficient, MSE, RMSE and MAE are selected to evaluate the influence of imaging methods on signals. They are useful for making a decision, whether the subject's signals are dependent or consistent. The VCG signal and its projection in frontal plane are obtained via consequent transform of the ECG signal. Two methods of conversion are chosen, namely transformation via goniometric functions on the one hand, and Kors regression method on the other. The QRS loops are then extracted from the signal, along with calculation of parameters describing these loops. The parameters chosen for this thesis are curvature vector, maximal norm of QRS loop vector, maximal distance between QRS loop and its center of gravity, and circumference of the QRS loop. Results of the calculations are evaluated via statistical analysis.

Key words

electrocardiography, vectorcardiography, CT, MR

Obsah

Seznam použitých zkratk a symbolů	10
Seznam ilustrací, tabulek.....	11
Úvod.....	13
1. Elektrokardiografie a její snímání	14
1.1. Snímání EKG	16
1.1.1. Svodový systém dle Einthovena.....	16
1.1.2. Svodový systém dle Goldbergera.....	18
1.1.3. Svodový systém dle Wilsona	19
1.2. Definice rovin snímání EKG	20
1.2.1. Pohled na roviny snímání 12-svodovým EKG	23
2. Vektorkardiografie a její snímání.....	24
2.1. Frankovy svody	25
2.2. Jednotlivé svody a matice svodů.....	27
2.3. Základní odlišnosti mezi EKG a VKG.....	28
2.3.1. Elektrická osa srdce.....	28
2.4. Přepočet EKG signálu na VKG zobrazení	29
2.4.1. Korsova regresní metoda.....	30
3. Měření tří svodového EKG před a během CT a MR vyšetření	31
3.1. Měření EKG před a během CT vyšetření.....	31
3.2. Měření EKG před a během MR vyšetření.....	33
4. Analýza vlivu zobrazovacích technik na záznamy a kvalitu EKG.....	35
4.1. Analýza v časové a frekvenční oblasti	35
4.1.1. Vlnková transformace	35
4.1.2. Analýza nezávislých komponent.....	36
4.1.3. Evaluační koeficienty měřených dat	37
4.2. Analýza EKG během CT vyšetření	38
4.3. Analýza EKG během MR vyšetření.....	42
4.3.1. Popis a zpracování dat.....	42
4.3.2. Mediánová filtrace.....	45
4.3.3. Filtrace vlnkovou transformací	46
4.3.4. Korekce izolinie	48
5. Analýza vlivu zobrazovacích technik na záznamy a kvalitu VKG	49

5.1.	Detekce R kmitů.....	49
5.2.	Extrakce a průměrování QRS komplexů.....	52
5.3.	Transformace na VKG zobrazení.....	53
5.4.	Příznaky VKG	56
5.4.1.	Křivost křivky	56
5.4.2.	Maximální velikost vektoru QRS smyčky	57
5.4.3.	Maximální vzdálenost QRS smyčky a jejího těžiště	57
5.4.4.	Obvod QRS smyčky.....	58
6.	Zpracování a statistické vyhodnocení měřených dat.....	60
6.1.	Zpracování výsledků VKG dat.....	60
6.1.1.	Křivost VKG křivky.....	62
6.1.2.	Maximální velikost vektoru QRS smyčky	64
6.1.3.	Maximální vzdálenost QRS smyčky a jejího těžiště	65
6.1.4.	Obvod QRS smyčky.....	66
6.2.	Zpracování výsledků EKG dat	67
7.	Zhodnocení výsledků	71
7.1.	Zhodnocení výsledků VKG.....	71
7.2.	Zhodnocení výsledků EKG	72
	Závěr	73
	Seznam použité literatury.....	74
	Seznam příloh.....	76

Seznam použitých zkratk a symbolů

AV	atrioventrikulární
CT	počítačová tomografie
EKG	elektrokardiografie
ICA	analýza nezávislých komponent
LDK	levá dolní končetina
MAE	střední absolutní chyba
MHD	magnetohydrodynamický (efekt)
MR	magnetická rezonance
MSE	střední kvadratická chyba
PANI	polyanilin
PC	osobní počítač
PDK	pravá dolní končetina
PPy	polypyrrol
RMSE	odmocnina střední kvadratické chyby
SAR	měrný absorbovaný výkon
VKG	vektorkardiografie
VT	vzdálenost vektoru od těžiště smyčky
VV	vzdálenost vektoru
WT	vlnková transformace

Seznam ilustrací, tabulek

- Obr. 1 Vznik elektrokardiogramu
- Obr.2 Zobrazení Einthovenových svodů
- Obr. 3 Einthovenův trojúhelník a hexaxiální systém
- Obr. 4 Zobrazení Goldbergerových svodů
- Obr. 5 Rozmístění elektrod na hrudníku
- Obr. 6 Wilsonova svorka
- Obr. 7 A Trojúhelník zobrazující vztah srdečního vektoru a svodů pořízen na fantomu s plícemi a páteří, B stav při měření na fantomu bez plic a páteře
- Obr. 8 Tři vektory $(\vec{a_1}, \vec{b_1}, \vec{c_1})$, $(\vec{a_2}, \vec{b_2}, \vec{c_2})$ a $(\vec{a_3}, \vec{b_3}, \vec{c_3})$ tvořící čtyřstěn, díky kterému lze popsat vztah mezi srdečním vektorem a svody.
- Obr. 9 Projekce VKG smyček do tří rovin
- Obr. 10 Vektorkardiogram
- Obr. 11 Umístění elektrod Frankova svodového systému
- Obr. 12 Frankův svodový systém vlevo odporová síť, vpravo označení elektrod a jejich poloha
- Obr. 13 EKG záznam s vyznačeným izoelektrickým svodem (vlevo), určení elektrické osy za pomoci souřadnicového systému svodů (vpravo)
- Obr. 14 Projekce frontálního VKG do Einthovenova trojúhelníku
- Obr. 15 Topogram znázorňující lokalizaci elektrod a svodů
- Obr. 16 Surové EKG pořízené během MR vyšetření
- Obr. 17 Blokové schéma ICA
- Obr. 18 Třísvodový EKG záznam filtrovaný pásmovou propustí 1-25 Hz naměřený v klidu, po CT vyšetření
- Obr. 19 Třísvodový EKG záznam filtrovaný pásmovou propustí 1-25 Hz naměřený během CT vyšetření
- Obr. 20 Výkonová frekvenční spektra jednotlivých EKG svodů zaznamenaných v klidu, po CT vyšetření
- Obr. 21 Výkonová frekvenční spektra jednotlivých EKG svodů zaznamenaných během CT vyšetření
- Obr. 22 Diagram zpracování EKG signálu
- Obr. 23 Srovnání EKG křivek svodu II dvou různých subjektů, 3T01 (vlevo) a 3T02(vpravo). V grafu je zobrazen signál zaznamenaný vně (modrá) a uvnitř (červená) 3T MR skeneru. QRS komplexy jsou zarovnány na $t = 0s$. MHD efekt deformuje S-T segment a T vlnu.
- Obr. 24 Výkonová frekvenční spektra jednotlivých EKG svodů subjektu 3T02 zaznamenaných před MR vyšetřením
- Obr. 25 Třísvodový EKG záznam subjektu 3T02 naměřený při intenzitě magnetického pole B_0 3T.
- Obr. 26 Výkonová frekvenční spektra jednotlivých EKG svodů subjektu 3T02 zaznamenaných při intenzitě magnetického pole 3T.
- Obr. 27 Srovnání EKG křivek svodu II subjektu 3T03 před a po aplikaci mediánového filtru. V obou grafech je zobrazen nefiltrovaný EKG signál zaznamenaný vně MR přístroje (modrá křivka). Který je srovnán se signálem získaným uvnitř MR skeneru (červená křivka). Vlevo nativní EKG signál, vpravo signál po aplikaci mediánového filtru. QRS komplexy jsou zarovnány na $t = 0s$.
- Obr. 28 III. svod subjektu 3T05 filtrován db10 úroveň 6. Sestupně zobrazena původní křivka, filtrovaný signál, detailní koeficienty 6.úrovně dekompozice.
- Obr. 29 Algoritmus korekce izoliny

Obr. 30 Korekce izoelektrické linie

Obr. 31 Algoritmus zpracování VKG signálu

Obr. 32 Filtrovaný EKG signál svodu I získaného během CT vyšetření s detekcí R kmitů (červená kolečka). EKG záznam svodu I získaného během CT vyšetření filtrovaný pásmovou propustí 1-25 Hz. (dole)

Obr. 33 Nezávislé komponenty subjektu 3T03 snímaného během MR, výstup z FastICA. V prvním grafu se nachází komponenta vystihující trend EKG signálu.

Obr. 34 EKG svody subjektu 3T04 snímané během MR s detekcí kmitu R

Obr. 35 Extrahované QRS komplexy jednotlivých cyklů (světle modrá) s jejich průměrnou křivkou (tmavě modrá)

Obr. 36 VKG smyčka během CT vyšetření ve frontální rovině. . (Smyčka z 12 srdečních cyklů, transformovaných pomocí goniometrických funkcí.)

Obr. 37 Zoom na horní část VKG smyčky obrázku 34.

Obr. 38 VKG smyčky ve frontální rovině. Nahoře smyčka před MR vyšetřením, dole smyčka během MR vyšetření. (Smyčky z 12 srdečních cyklů, transformovány Korsovou regresní metodou.)

Obr. 39 VKG křivka ve frontální rovině s jejími vektory křivosti vlevo, přiblížení střední části křivky (vpravo).

Obr. 40 VKG smyčka ve 3D prostoru se svým těžištěm

Graf č. 1 Průměrná hodnota korelačního koeficientu filtrovaných EKG signálů

Graf č. 2 Průměrná hodnota střední kvadratické chyby filtrovaných EKG signálů

Graf č. 3 Průměrná hodnota odmocniny střední kvadratické chyby filtrovaných EKG signálů

Graf č. 4 Průměrná hodnota střední absolutní chyby filtrovaných EKG signálů

Tab. 1 Wilsonův svodový systém (rozmístění elektrod)

Tab. 2 Označení elektrod Frankova svodového systému

Tab. 3 Transformační koeficienty Korsovy regresní metody

Tab. 4 Použité mateřské vlnky se stupni rozkladu

Tab. 5 Statistické údaje vypočtené z transformovaných VKG svodů, záznamů naměřených před a během MR (průměrné hodnoty)

Tab. 6 Statistické údaje vypočtené z transformovaných VKG svodů, záznamů naměřených a během a po CT (průměrné hodnoty)

Tab. 7 Vektory křivosti VKG smyček transformovaných z EKG záznamů získaných během a po MR

Tab. 8 Vektory křivosti VKG smyček transformovaných z EKG záznamů získaných před a během CT

Tab. 9 Maximální velikosti vektorů QRS smyček záznamů získaných před a během MR.

Tab. 10 Maximální vzdálenosti QRS smyčky a jejího těžiště záznamů získaných před a během MR.

Tab. 11 Obvody QRS smyček záznamů získaných před a během MR.

Tab. 12 Statistické údaje vypočtené z filtrovaných EKG záznamů naměřených po CT vyšetření (v klidu) a během CT skenování

Úvod

Snímání EKG je nepostradatelnou součástí současné medicíny. Elektrická činnost srdce je zjišťována ať už preventivně k časnému zachytu některých srdečních poruch tak v akutních situacích, kdy se člověk nachází v ohrožení života. Pro určení správné diagnózy a následně vhodného postupu léčby je nutné, aby lidé podstoupili vyšetření zobrazovacími metodami jako je CT a MR, za současného monitorování srdeční činnosti. Tento monitoring se využívá nejen pro nepřetržitou kontrolu lidí ve vážných život ohrožujících stavech, ale především při zobrazení srdce, a to jak na CT, tak MR.

Pomocí transformačních metod lze EKG signály transformovat na VKG zobrazení. Vektorkardiogram umožňuje sledovat pohyb srdečního vektoru v prostoru a čase. Ze vzniklých smyček lze vypočítat parametry, které smyčky charakterizují a popsat tak jejich morfologii.

Vlivem zobrazovacích metod mohou vznikat artefakty v elektrokardiografických záznamech a mohou tak degradovat jejich výpovědní hodnotu. Tento vliv může být znatelný také v transformovaných VKG signálech.

V první části práce byly popsány metody EKG a VKG, jejich vznik, snímání a popis. Přiblížení problematiky svodových systémů a odlišnosti mezi nimi. V další části byla probrána metoda měření EKG signálů před a během CT a MR vyšetření. Jedním z cílů této práce bylo zjistit, zda zobrazovací metody jako jsou počítačová tomografie a magnetická rezonance ovlivní snímání elektrokardiogram. Dalším cílem bylo zhodnotit, zda se vliv zobrazovacích metod promítne také v transformovaných VKG signálech. K tomu bylo zvoleno hodnocení parametrů charakterizujících VKG smyčky.

1. Elektrokardiografie a její snímání

Elektrokardiografie je neinvazivní diagnostická metoda, která umožňuje sledovat elektrickou aktivitu myokardu probíhající během jednoho srdečního cyklu. Díky této metodě získáváme informace o stavu myokardu, patologických změnách nebo také o účincích jednotlivých farmak. Slouží jako metoda první volby, při podezření na veškeré patologie myokardu.

Elektrické impulzy procházející srdeční svalovinou lze zaznamenávat jako okamžitý srdeční vektor. Tento vektor je spjat s velikostí elektrického napětí, lze jej snímat pomocí elektrod přiložených k povrchu těla. Velikost měřeného napětí závisí na vodivosti tkáně, kterou prochází. Lidské tělo obsahuje velké množství elektricky vodivých látek (iontů) díky nimž je možné zaznamenávat elektrickou aktivitu myokardu na povrchu těla.

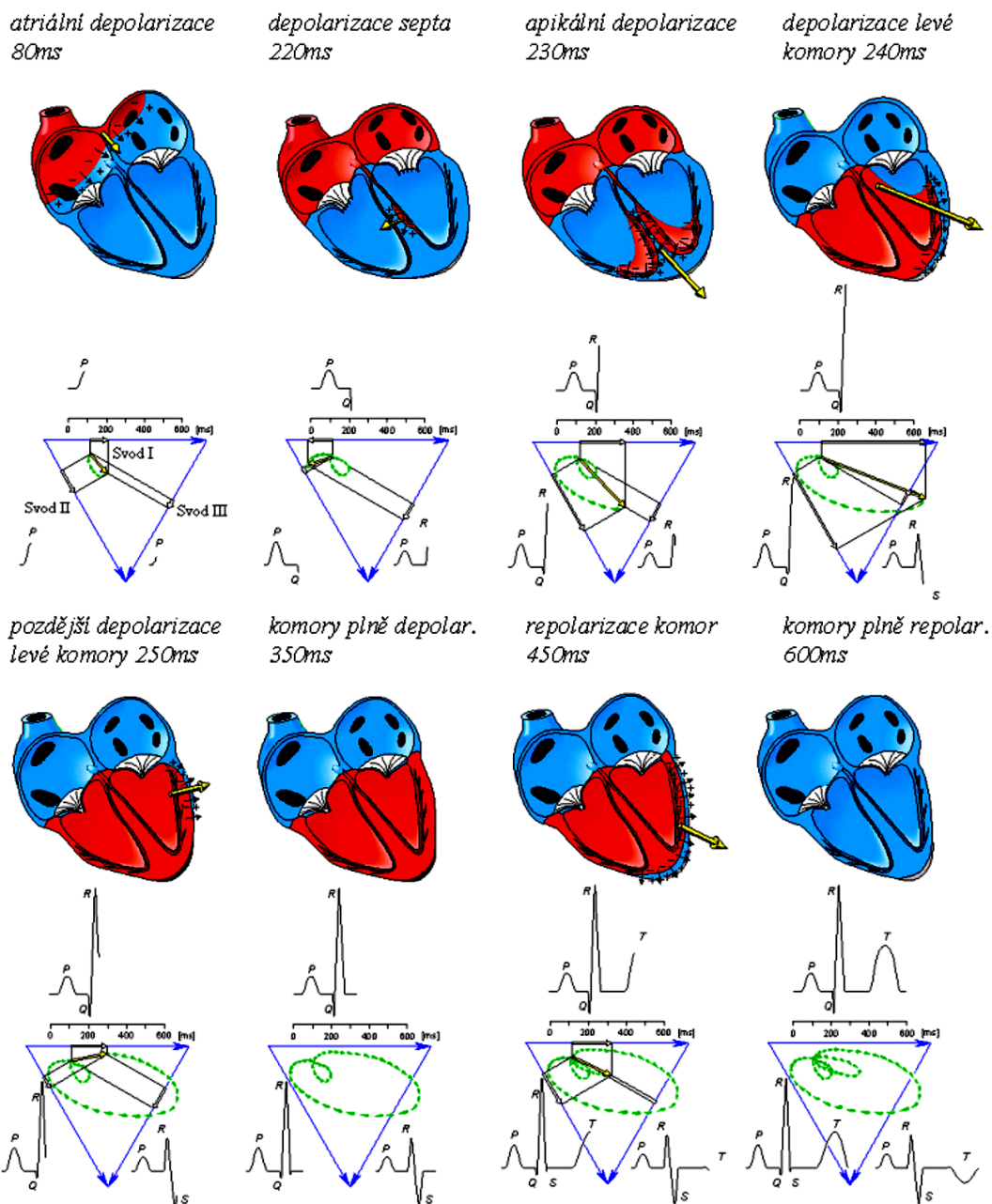
K získání přesných hodnot je důležité dodržet přesné umístění elektrod a dostatečné množství kontaktního gelu mezi elektrodou a kůží pacienta. Hodnoty napětí naměřené při povrchovém EKG se pohybují maximálně okolo 5mV. Vlna P má většinou hodnotu přibližně 0,1 až 0,15mV. Hodnota kmitu R dosahuje okolo 1mV. Vlna T pak má hodnotu 2/3 kmitu R.

Nejvýznamnější složka frekvenčního spektra EKG signálu leží v pásmu od 0,01Hz do 250Hz. Pro diagnostické účely se používá dolní mezní frekvence 0,05Hz a horní mezní frekvence 100Hz. V případě většího rušení posouváme horní mezní frekvenci níže. Zároveň musí být odfiltrována frekvence síťového rušení 50Hz.

[15] [16] [29]

Akční potenciál myokardu vzniká v pravém atriu přesněji v sinoatriálním uzlíku, odtud postupuje svalovinou síní k atrioventrikulárnímu (AV) uzlíku. Cestou způsobuje depolarizaci myokardu a nastává systola síní. Na elektrokardiogramu je tento děj charakterizován vlnou P. Vektor srdečního dipólu směřuje k apex cordis. Signál se tedy šíří k elektrodám, tudíž na všech třech svodech zaznamenáme kladnou výchylku. Z AV uzlíku postupuje vzruch Hisovým svazkem do mezikomorového septa, kde se rozděluje v pravé a levé Tawarovo raménko, obě tyto raménka pokračují u hrotu srdečního jako Purkyňova vlákna a „obsadí“ svalovinu obou komor. Depolarizace komor začíná septem a šíří se laterálně vpravo, což zaznamenáme jako negativní kmit Q. Depolarizační vlna se šíří odstředivě od septa směrem k apexu myokardu, kde působí proti sobě. Na EKG sledujeme vysoký kladný kmit R. Nejdříve je depolarizována pravá a následně levá komora. Svalovina levé komory je mohutnější, depolarizační vlna jí prochází pomaleji než pravou komorou. Toto zpomalení depolarizace se projeví poklesem napětí na III. a poté na II. svodu a je zaznamenán záporný kmit S. Následně po záporném kmitu sledujeme na elektrokardiogramu rovnou izoelektrickou linii, která je projevem „nečinnosti“ myokardu. Následuje po depolarizaci, kdy se komory dostávají do fáze plató, v němž se membránové napětí buněk mění jen nepatrně. Poté nastává repolarizace komor. Repolarizační vlna začíná v horní části levé komory, další části myokardu jsou repolarizovány v opačném pořadí než byly aktivovány. Nesymetrická repolarizace mezi komorami je charakterizována vlnou T.

[15] [22] [23] [30]



Obr. 1 Vznik elektrokardiogramu [9]

Při použití EKG zaznamenáváme signál v čase. Grafickou interpretací je elektrokardiogram. Na něm rozeznáváme vlny, kmity a intervaly.

První zaznamenanou vlnou je vlna P. Vlna zobrazuje depolarizaci síní, její délka je za fyziologických podmínek 80 ms amplituda dosahuje maximálně 0,25 mV. P vlna je pozitivní ve všech svodech kromě svodu aVR, kde je vždy negativní. Nejdominantněji se projevuje ve II.svodu. Na P vlnu

za fyziologických podmínek navazuje izoelektrická linie, jenž charakterizuje převod vzruchu z atrii do komor, a je dlouhá 0,12-0,20 s.

QRS komplex je tvořen trojicí kmitů, z čehož kmity Q a S jsou záporné, kmit R je pozitivní ve všech svodech. Jak už bylo zmíněno, QRS komplex zobrazuje depolarizaci komor, jehož trvání je za fyziologických podmínek přibližně 80 ms. Následuje úsek S-T, který je za normálních okolností izoelektrický, na tomto úseku se mohou objevit elevace nebo deprese a to v případě infarktu myokardu.

Repolarizaci komor zaznamenáváme jako vlnu T. Vlna je pozitivní ve svodech I, II, V3-V6 naopak ve svodu aVR je vždy negativní. Repolarizace je poměrně pomalá, její trvání dosahuje 0,2 s.

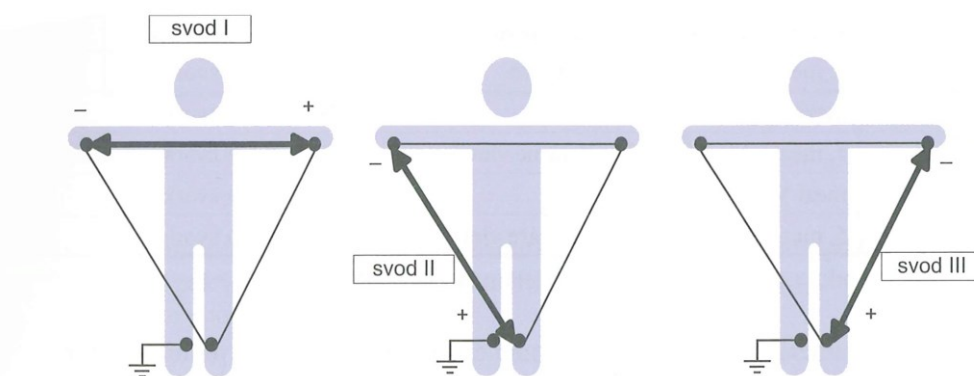
[13] [24]

1.1. Snímání EKG

K záznamu elektrické aktivity srdce používáme standardizované uspořádání elektrod, tyto elektrody jsou zapojeny do tzv. svodů. Svody rozlišujeme bipolární a unipolární. Unipolárním zapojením svodů měříme rozdíl potenciálů mezi aktivní elektrodou a referenční elektrodou, jejíž potenciál je nulový. Bipolárním zapojením elektrod je snímán rozdíl potenciálů mezi dvěma aktivními elektrodami. Při standardním EKG vyšetření je dnes využíváno 12-ti svodové EKG, kde se užívají čtyři elektrody (přikládáné na končetiny) a šest elektrod (přikládáné na hrudník).

1.1.1. Svodový systém dle Einthovena

Končetinové svody lze zapojit dvojím způsobem. Jedním z nich je Einthovenovo bipolární zapojení (svody I, II, III). Elektrody se zapojují na vnitřní straně zápěstí a nad vnitřním kotníkem, na těchto místech je jen malá vrstva svaloviny, která způsobuje rušení signálu. Elektrodu na levé ruce značíme písmenem L (standardně označena žlutou barvou), elektroda na pravé ruce je označena písmenem R (červená), při zapojení těchto dvou elektrod L-R můžeme měřit rozdíl jejich potenciálů a vzniká tak I. Einthovenův svod. Pro vytvoření dalších dvou svodů je zapojena třetí elektroda umístěná nad levým vnitřním kotníkem a značíme ji písmenem F (zelená). Po zapojení F-R dostaneme II. Einthovenův svod a F-L III. Einthovenův svod. Do obvodu je zapojena ještě jedna uzemňovací elektroda N (černá, neutrální) přiložená k pravé noze, tato elektroda neslouží ke snímání.



Obr.2 Zobrazení Einthovenových svodů [15]

Svod I $VI = \Phi_L - \Phi_R$ (1)

VI - napětí na svodu I

Φ_R - potenciál na elektrodě R

Φ_L - potenciál na elektrodě L

Svod II $VII = \Phi_F - \Phi_R$ (2)

VII - napětí na svodu II

Φ_R - potenciál na elektrodě R

Φ_F - potenciál na elektrodě F

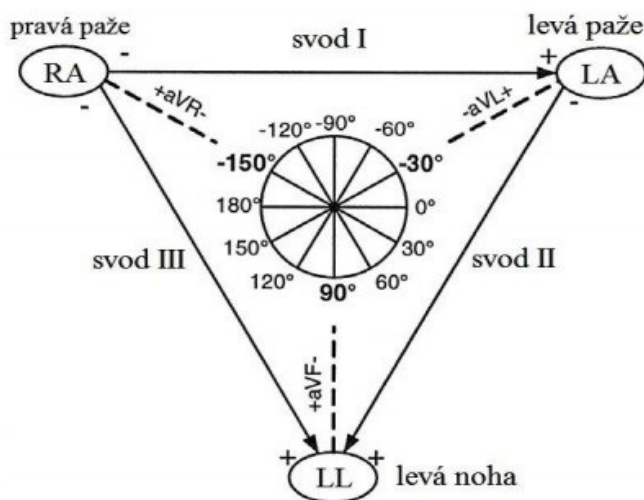
Svod III $VIII = \Phi_F - \Phi_L$ (3)

$VIII$ - napětí na svodu III

Φ_L - potenciál na elektrodě L

Φ_F - potenciál na elektrodě F

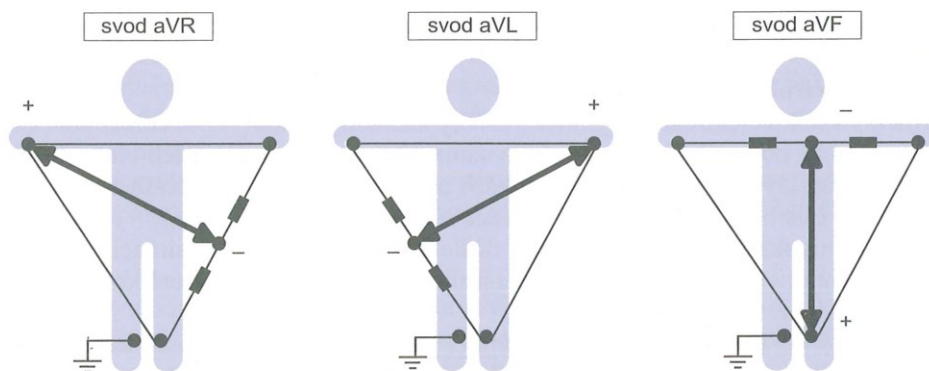
Jsou-li bipolárně zapojené Einthovenovy svody I, II a III jako strany rovnostranného (tzv. Einthovenova) trojúhelníku, v jehož vrcholech jsou umístěny elektrody R, L a F, pak vznikne souřadný systém tří os, vzájemně natočených o 60 stupňů (počítají se i opačné směry os), do kterého se promítá vektor srdeční osy. Natočení osy srdečního vektoru lze spočítat ze záznamu jednotlivých vln EKG v jednotlivých svodech, kde záleží na jejich velikosti a polaritě. Pokud se vlna R jeví nejvyšší ve II. svodu, můžeme odhadnout, že vektor elektrické osy srdce leží ve směru II. svodu Einthovenova trojúhelníku. Poté tato osa směřuje od středu Einthovenova trojúhelníku vlevo dolů, tento směr udává normální sklon elektrické osy srdce. Sklon srdeční osy se určuje od nulové hodnoty, která označuje směr od středu trojúhelníku vodorovně vlevo. Odtud se měří úhel po směru hodinových ručiček, z toho plyne, že pokud bude vektor elektrické osy ve směru II. svodu, bude tato osa odpovídat +60 stupňům. Odchylky od normy se označují jako stočení elektrické osy doprava či doleva. [2] [14] [23] [25]



Obr. 3 Einthovenův trojúhelník a hexaxiální systém [25]

1.1.2. Svodový systém dle Goldbergera

Goldbergerovy končetinové svody využívají stejné elektrody jako bipolární končetinové svody, ale na rozdíl od nich jsou unipolární. Měříme u nich potenciál aktivní elektrody k průměru potenciálů ostatních dvou neaktivních elektrod tzv. referenční elektrodě. Při tomto snímání je odpojen odpor z aktivní elektrody, čímž se zvýší měřené napětí a vzniká tak kladná elektroda oproti záporné referenční. Tímto jsou vytvořené tzv. zesílené augmentované svody, značíme je aVR, aVL, aVF.



Obr. 4 Zobrazení Goldbergerových svodů [15]

Napětí na svodech vypočítáme takto:

Svod aVR

$$aV_R = \Phi_R \frac{\Phi_L + \Phi_F}{2} = \frac{2\Phi_R - \Phi_L - \Phi_F}{2} \quad (4)$$

Svod aVL

$$aV_L = \Phi_L \frac{\Phi_R + \Phi_F}{2} = \frac{2\Phi_L - \Phi_R - \Phi_F}{2} \quad (5)$$

Svod aVF

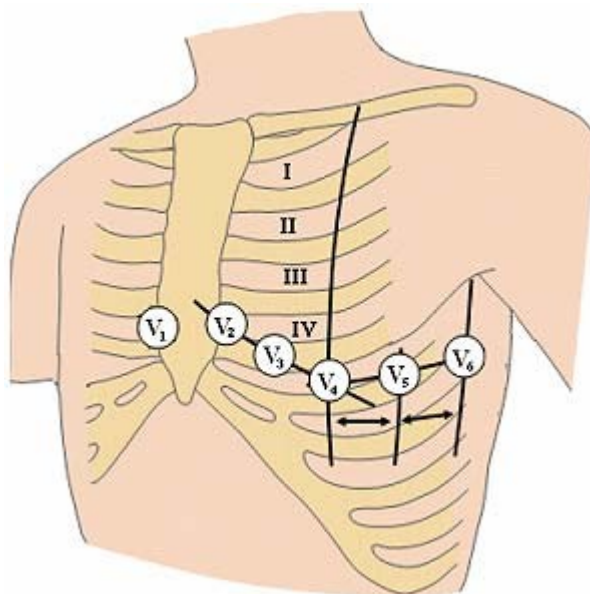
$$aV_F = \Phi_F \frac{\Phi_L + \Phi_R}{2} = \frac{2\Phi_F - \Phi_L - \Phi_R}{2} \quad (6)$$

Víme, že: Φ_L - potenciál na elektrodě L,
 Φ_R - potenciál na elektrodě R,
 Φ_F - potenciál na elektrodě F.

[2] [14] [20]

1.1.3. Svodový systém dle Wilsona

Pro sledování srdeční aktivity v transverzální rovině využíváme Wilsonovy hrudní svody, tyto svody jsou unipolární. Zaznamenáváme potenciál aktivní elektrody vůči referenční elektrodě, referenční elektrodu tvoří tři končetinové svody tzv. Wilsonova svorka, z čehož vyplývá, že k měření jsou použity i Einthovenovy a Goldbergerovy svody. Zmíněné tři systémy nám poskytují celkovou prostorovou představu o elektrickém poli srdce. Wilsonovy svody tvoří 6 elektrod, které jsou umístěny na hrudníku v přesně určených pozicích. Díky jejich uspořádání v horizontální rovině je možné zaznamenat vektory směřující vzad, které bychom ve frontální rovině nezachytili.



Obr. 5 Rozmístění elektrod na hrudníku [20]

Tab. 1 Wilsonův svodový systém (rozmístění elektrod)

Název	Pozice
V1	4. mezižebří parasternálně vpravo
V2	4. mezižebří parasternálně vlevo
V3	mezi V2 a V4
V4	5. mezižebří medioklavikulárně vlevo
V5	mezi V4 a V6
V6	5. mezižebří na střední axilární čáře

Wilsonova svorka

Wilsonova svorka jak už bylo zmíněno výše, vznikne spojením tří končetinových svorek přes odpor 5 k Ω nebo 10 k Ω . Označujeme ji jako referenční elektrodu. Tímto zapojením vznikne celá odporová síť. Níže je uveden vztah pro její výpočet.

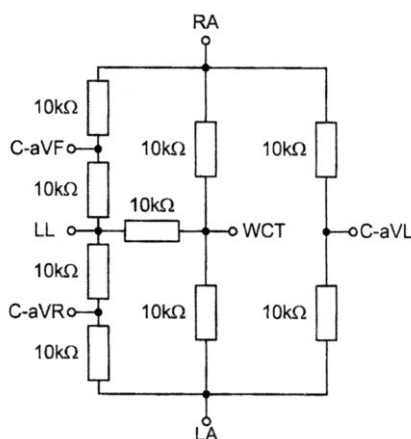
$$V_{WCT} = \frac{\Phi_R + \Phi_L + \Phi_F}{3} \quad (7)$$

V_{WCT} – napětí na Wilsonově svorce

Φ_L - potenciál na elektrodě L,

Φ_R - potenciál na elektrodě R,

Φ_F - potenciál na elektrodě F.



Obr. 6 Wilsonova svorka [23]

[14] [20] [23]

1.2. Definice rovin snímání EKG

Abychom se mohli zaměřit na roviny snímání těchto dvou modalit, musíme si určit, vůči čemu budeme tyto roviny stavět (porovnávat). Zformulováním vztahu mezi srdečním vektorem a svody, kterými jej snímáme, získáme pohled na roviny snímání.

Vztah mezi srdcem nebo srdečním vektorem a svody je docela komplikovaný, Einthoven se pokusil zformulovat vztah mezi srdečním vektorem (který nazval zjevným potenciálovým rozdílem) a třemi končetinovými svody. Přiblížil se skutečnosti avšak jen na základě měření. Burger a Milaan se snažili zformulovat fyzikální problematiku a následně získat měření na fantomu data potřebná k aplikaci základního řešení tohoto fyzikálního problému. Měřený fantom měl rozměry odpovídající průměrným rozměrům lidského trupu. Kde svody byly vypočteny pomocí složek srdečního vektoru X, Y, a Z. [4]

$$\text{svod} = aX + bY + cZ \quad (8)$$

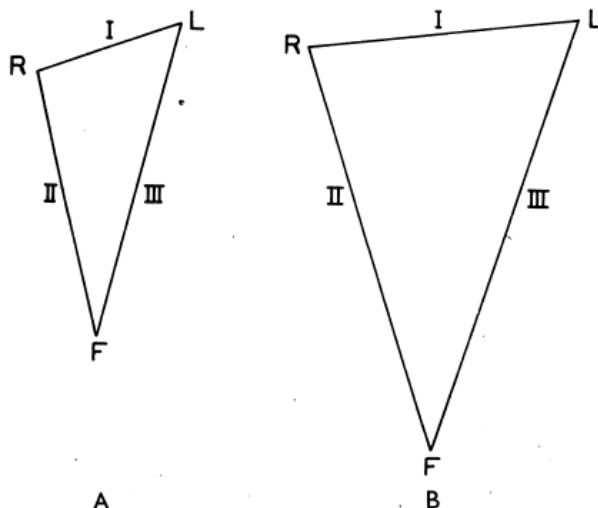
První metody měření končetinových svodů využívaly fantomy bez vnitřních orgánů, později bylo od tohoto upuštěno, jelikož vliv plic na výsledný potenciál je výrazný. Příspěvek horizontální složky X, svodu I byl výrazně snížen právě plicemi a to z důvodu špatné vodivosti po obou stranách srdce. Číselný výsledek pro fantom s plicemi a páteří je dán touto formulací:

$$I = (65X + 21Z) \times 10^{-5}$$

$$II^* = (-25X - 120Z) \times 10^{-5}$$

$$III = (-40X + 141Z) \times 10^{-5} \quad (9)$$

Matematický důsledek tohoto analytického vztahu mezi srdcem a srdečním vektorem může být reprezentován geometricky. Obr.7 A uvádí vyjádření známým Einthovenovým trojúhelníkem, v prvním případě byly zahrnuty vnitřní orgány. Obr.7 B uvádí vztah mezi svody a srdečním vektorem, který nastává v případě měření bez vnitřních orgánů. Trojúhelník již není rovnostranný. Svody I, II, III jsou úměrné výsledkům projekce srdečního vektoru na stranu trojúhelníku a délce strany, na kterou je promítán.



Obr. 7 A Trojúhelník zobrazující vztah srdečního vektoru a svodů pořízen na fantomu s plícemi a páteří, B stav při měření na fantomu bez plic a páteře [5]

Dosud byly řešeny pouze složky X a Z, které jsou paralelní k frontální rovině. Srdeční akce je však třídimenzionální proces, proto tak musí být řešen. Vektor srdce má ještě složku Y určuje sagitální směr. K nalezení všech tří složek je potřeba tří rovnic, takže musí být měřeny 3 nezávislé svody. Končetinové svody I, II, III nemohou k tomuto účelu sloužit, neboť jsou závislé na tom, že jejich součet je nulový. K získání třech nezávislých rovnic, musí být použita alespoň jedna další elektroda. Využita je jedna z prekordiálních elektrod, vhodná je např. IV umístěná v přední mamární čáře páteře mezižebří. Potenciálový rozdíl je měřen mezi elektrodou IV a levou nohou F, takto:

$$IV = (19X + 30Y + 20Z) \times 10^{-5} \quad (10)$$

Tato rovnice musí být kombinována s rovnicemi pro svod I a II (9), kde je následně vložena složka Y.

$$I = (65X - 17Y - 21Z) \times 10^{-5}$$

$$II = (-25X - 15Y - 120Z) \times 10^{-5} \quad (11)$$

Z těchto tří rovnic je možné vyřešit X, Y a Z, takto:

$$X = (12 \cdot 9 I - 1 \cdot 2 II + 6 \cdot 4 IV) \times 10^2$$

$$Y = (-7 \cdot 0 I + 6 \cdot 4 II + 32 \cdot 8 IV) \times 10^2$$

$$Z = (-1 \cdot 8 I - 9 \cdot 0 II - 5 \cdot 6 IV) \times 10^2 \quad (12)$$

Využitím těchto koeficientů, lze vypočítat složky X, Y, Z srdečního vektoru, měřené svody I, II a IV.

Stejně jako ve 2D je možné také ve 3D získat geometrickou reprezentaci svodů. Namísto trojúhelníku se zde pracuje se čtyřstěnem, jehož vrcholy odpovídají pravému rameni R, levému rameni

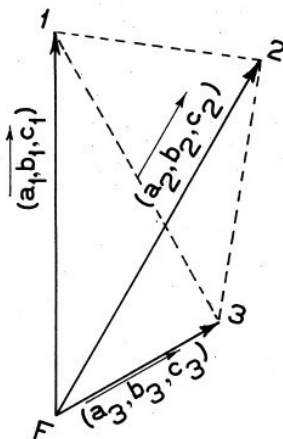
L, levé noze F a prekordiální elektrodě IV. Každý svod je výsledkem projekce srdečního vektoru na příslušnou hranu, vynásobené délkou této hrany. Takže pokud bude p projekce srdečního vektoru \vec{H} na hranu RL, pak svod I se bude rovnat $p \cdot RL$. [4]

Geometrická reprezentace musí být ekvivalentní matematické rovnici (1). Velikosti složek X, Y, Z společně určují srdeční vektor \vec{H} . Hodnota jejich velikostí závisí na volbě směru souřadnicových os. Při změně os vzniknou další tři složky X', Y', Z' , jejich výsledkem bude však stejný vektor. Tedy změnou orientace os se budou složky X, Y, Z lišit, avšak výsledek rovnice $aX+bY+cZ$ musí zůstat stále stejný. Proto se také koeficienty a, b, c, liší v závislosti na směru os. Jsou součástí vektoru $\overrightarrow{(a, b, c)}$. Vztah mezi tímto vektorem $\overrightarrow{(a, b, c)}$, srdečním vektorem \vec{H} a svodem může být také vyjádřen takto:

$$svod = \vec{H} \times \overrightarrow{(a, b, c)} \cdot \cos\varphi \quad (13)$$

kde φ je úhel mezi dvěma vektory.

K určení X, Y, Z (\vec{H}) je opět potřeba třech rovnic (8), tudíž třech svodů (vzájemně nezávislých). Pro jednoduchost se předpokládá, že svody mají jednu společnou elektrodu, což je zpravidla elektroda na levé noze F. Geometrické znázornění udává existenci tří vektorů a, b, c, vycházejících ze společného bodu odpovídající bodu F. Koncové body těchto vektorů odpovídají zbylým třem elektrodám, tyto body společně s bodem F tvoří nerovnostranný čtyřstěn, jehož tvar závisí na poloze elektrod na povrchu těla. Tento čtyřstěn umožňuje reprezentovat vztah mezi svodem y a srdečním vektorem. Jako u předešlého systému je za účelem stanovení svodu potřeba promítnout srdeční vektor na hranu vektoru $\overrightarrow{(a, b, c)}$, a projekci následně vynásobit délkou této hrany (13).



Obr. 8 Tři vektory $\overrightarrow{(a_1, b_1, c_1)}$, $\overrightarrow{(a_2, b_2, c_2)}$ a $\overrightarrow{(a_3, b_3, c_3)}$ tvořící čtyřstěn, díky kterému lze popsat vztah mezi srdečním vektorem a svody. [6]

Podle práce Burch a Milaan [6] se systém založený na principu Einthovenova trojúhelníku přibližuje skutečnému popisu elektrického napětí více než pravoúhlé systémy (čtyřstěn). K číselné hodnotě koeficientů a, b, c (8) se můžeme dostat blíže, vezmeme-li v úvahu morfologii lidského těla.

V předchozím případě se vždy předpokládalo, že rozměry srdce jsou velmi malé ve srovnání s rozměry trupu. Ve skutečnosti tomu tak není, takže povrch obrazu bude záviset na pozici části srdce, která je právě studována. Odchyly způsobené diametrálně uloženými částmi srdce jsou opravdu

znatelné, což dokazují fantomová měření. Prekordiální elektroda se však nachází příliš blízko srdci. Část srdečního svalu v blízkosti hrudní stěny přispěje prekordiálnímu svodu více než ostatní části. Je pravdou, že toto snižuje hodnotu předchozích úvah. Ale na druhou stranu to může umožnit člověku (lékaři) najít místo poruchy v různých částech myokardu. Vztah mezi místem poruchy a elektrokardiogramem je určen pouze empiricky.

[4] [5] [6]

1.2.1. Pohled na roviny snímání 12-svodovým EKG

Ačkoli repolarizační i depolarizační vlna procházející myokardem je třídimenzionální proces, je velice důležité uvědomit si, že každý svod EKG zařízení zkoumá pohyb těchto sil napříč srdcem jen v jedné rovině.

Na základě rovin, ve kterých analyzujeme elektrickou aktivitu srdce, se 12 EKG svodů rozdělí do dvou skupin po šesti. 6 hrudních svodů (označovány také jako prekordiální svody) V1 až V6 zaznamenává tok depolarizace a repolarizace srdcem v horizontální nebo transverzální rovině. Druhá skupina zbylých šesti svodů zaznamenává elektrickou aktivitu ve vertikální neboli frontální rovině. Hrudní svody jsou rozmístěny na přední straně hrudníku, jak bylo popsáno již dříve. Musíme brát v úvahu anatomické postavení srdce, síně v této rovině leží za komorami, pravá komora leží v této rovině před levou. Svody V1 a V2 jsou přivrácené k ploše pravé komory, a také největší části interventrikulárního septa. Tyto svody jsou silně ovlivňovány elektrickou aktivitou zmíněných struktur, proto jsou často označovány za septální svody. Svody V3 a V4 směřují na přední stěnu levé komory, V5 a V6 poté na její boční stěnu.

Na elektrokardiogramu velikosti A4 jsou tyto svody zobrazeny v pravé polovině záznamu. Frontální svody mohou být pomyslně rozděleny do dvou skupin po třech, a to na standardní končetinové svody I, II, III a augmentované svody aVR, aVL, aVF.

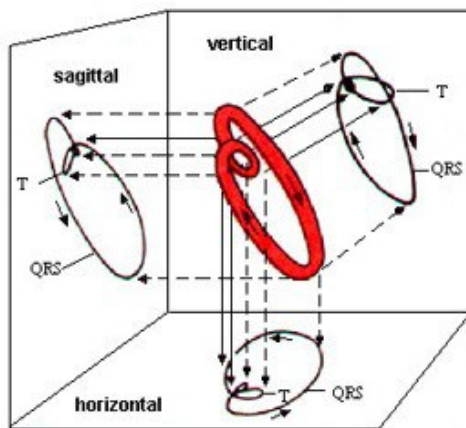
Svod I je uváděn jako referenční, směřuje z levého boku pacientova těla do „středu“ hrudníku, nabývá hodnoty úhlu 0° , má tedy horizontální směr. Svod II je od nulové hodnoty vychýlen o 60° ve směru hodinových ručiček a svod III o 120° od horizontální linie tímtež směrem. aVL svod směřuje k srdci zleva pod úhlem 30° od horizontální linie tentokrát proti směru hodinových ručiček. aVR směřuje do středu srdce zprava pod stejným úhlem jako aVL. Tyto svody jsou zrcadlově obrácené kolem svislé osy srdce. aVF směřuje od dolní části srdce nahoru pod úhlem 90° . Na elektrokardiogramu jsou augmentované svody umístěny mezi standardními a hrudními svody.

[13]

2. Vektorkardiografie a její snímání

Při této diagnostické metodě zaznamenáváme velikost a směr vektoru srdeční osy v každém časovém okamžiku. Následně propojíme hroty všech těchto vektorů a vznikne vektorkardiografická smyčka neboli vektorkardiogram. Smyčky se zaznamenávají pomocí Frankových ortogonálních svodů do tří navzájem kolmých rovin.

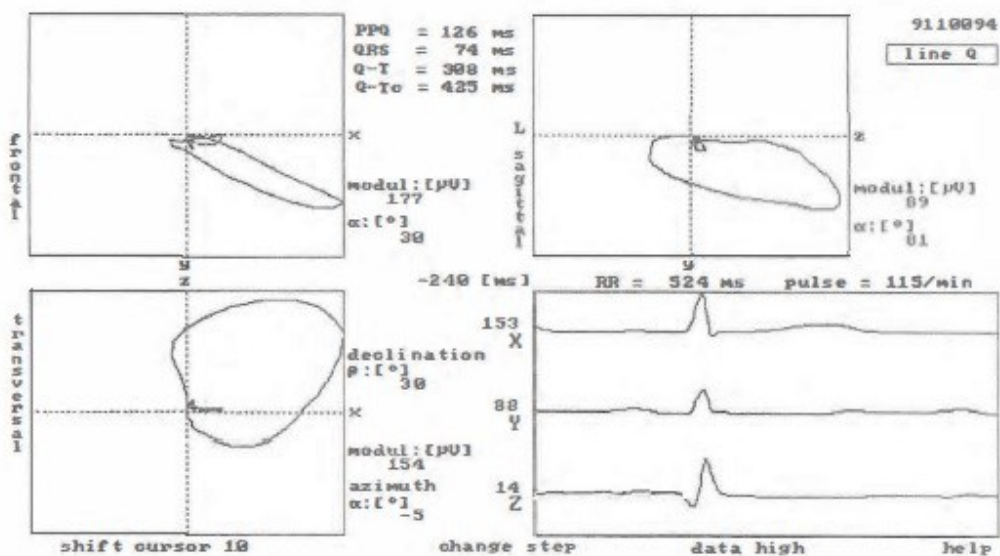
Vektorkardiografie má svůj klinický význam, obsah získaných informací je zhruba stejný jako obsah informací z elektrod V2, V6 a aVF u 12-ti svodového systému, i když je získán v ortonormální podobě. Pravdou je, že VKG nepřináší tolik informací jako EKG, ale je v něm mnohem snazší sledovat směr srdečního vektoru, odvodit směr srdeční osy, odhalit klinicky významné aspekty, které bychom na EKG nebyli schopni rozeznat. Např. lze díky němu včas odhalit odmítnutí transplantovaného srdce, oproti tomu neumožňuje analýzu poruch srdečního rytmu a to je hlavní důvod, proč se v kardiologii standardně neprovádí.



Obr. 9 Projekce VKG smyček do tří rovin [9]

Získáme tedy smyčky ve třech rovinách, frontální, sagitální a horizontální na rozdíl od klasického elektrokardiogramu, kde zaznamenáváme pouze signál v čase. Zde tedy získáme trojici uzavřených smyček odpovídajících vlně P, komplexu QRS a vlně T. Sledujeme pohyb okamžitého srdečního vektoru v prostoru a čase. Takové zobrazení elektrického pole srdce se nazývá vektorkardiogram.

[28] [29]



Obr. 10 Vektorkardiogram [2]

Nejmenší smyčka představující vlnu P je orientována kraniokaudálně mírně ventrálně, někdy také dorzálně. Počátek signálu se nachází v sinoatriálním uzlíku, odkud se šíří radiálně pravou síní a přechází na stěnu levé síně, míří přitom kaudálně a mírně doleva. Křivka opisující trajektorii signálu není uzavřená, jelikož v době kdy nastává repolarizace síní, ještě není ukončena jejich depolarizace. Ve frontální rovině elektrický vektor nepřesahuje 0,2mV, křivka je orientována dolů a doleva a je zapisována proti směru hodinových ručiček. V sagitální rovině maximální vektor nepřesahuje hodnotu 0,18mV, směřuje dolů. Zapisuje se opět proti směru hodinových ručiček s nejdříve ventrální a později dorzální orientací. Vlna P v horizontální rovině je zapisována obdobně jako v již zmíněných rovinách, nejdříve nastává aktivace pravé síně, okamžitý vektor nabývá maximální hodnoty 0,06 mV a míří dopředu, vzápětí pokračuje vzad, kde nepřesahuje hodnotu 0,04 mV.

Smyčka odpovídající QRS komplexu je nejvýraznější, má tvar ovoidu. Přední část smyčky směřuje po oblouku dolů a vlevo jako by procházela stěnou levé komory až za apex cordis. Odtud dozadu kraniálně, kde se po oblouku dostává opět k počátku.

Vlna T představuje repolarizaci komor. Maximální vektor směřuje kaudálně dopředu a doleva. Smyčka T je opět ovoidního tvaru, počáteční část smyčky tedy trajektorie od počátku až do bodu maximální hodnoty vektoru T, je zapisována pomaleji než následující část. Toto lze pozorovat také na elektrokardiogramu, kde zaznamenáváme pomalý nárůst vlny T až po její maximální amplitudu s následným rychlým návratem k izoelektrické linii.

[20] [26] [27] [28]

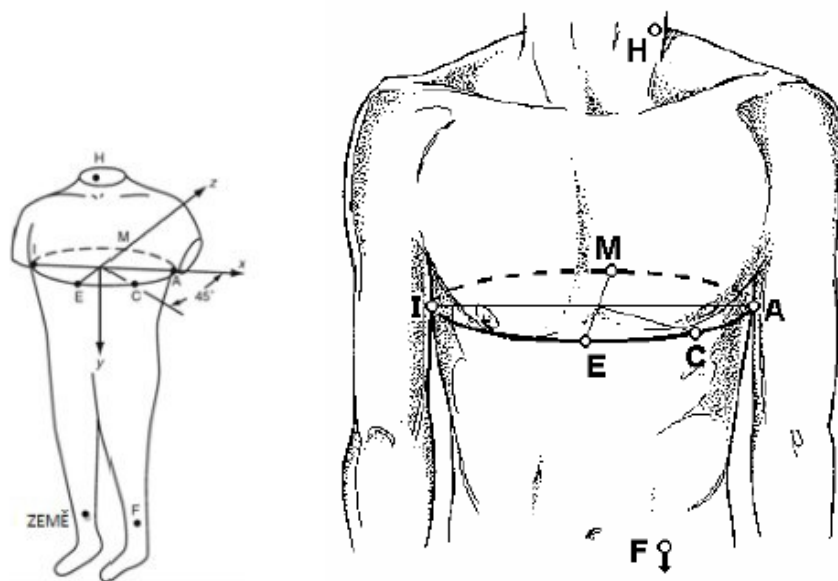
2.1. Frankovy svody

Snímání se provádí pomocí bipolárních elektrod umístěných na kůži pacienta. Elektrody tvoří 3 na sebe kolmé svody, každý svod je tvořen několika elektrodami. U tohoto systému se výsledný signál tvoří průměrem signálů z více elektrod, nikoliv jejich rozdílem jak bylo zvykem u dříve zmiňovaných

systémů. Potenciály elektrod se pomocí odporové sítě maticují a tím vzniká pravoúhlá ortogonální soustava. Rozložení jednotlivých elektrod je zobrazeno níže.

Tab. 2 Označení elektrod Frankova svodového systému

Rovina	Značka	Pozice
Frontální	H	Zadní oblast krku
	F	Distální oblast LDK
	C	45° frontálně od střední axilární čáry
Sagitální	M	4. mezižebří v oblasti trnových výběžků
	E	4. mezižebří v oblasti sternu
Horizontální	I	Střední axilární čára vpravo
	A	Střední axilární čára vlevo
	N	Neutrální elektroda- PDK



Obr. 11 Umístění elektrod Frankova svodového systému [19]

Umístění elektrod musí být snadno zjistitelné, aby byla zajištěna reprodukovatelnost měření, jejich pozice je díky odlišnosti tvaru hrudníku pacientů individuální. Frankův svodový systém využívá osm elektrod, z nichž jedna je referenční, umístěná na pravé noze.

[12] [19] [20] [27] [28]

2.2. Jednotlivé svody a matice svodů

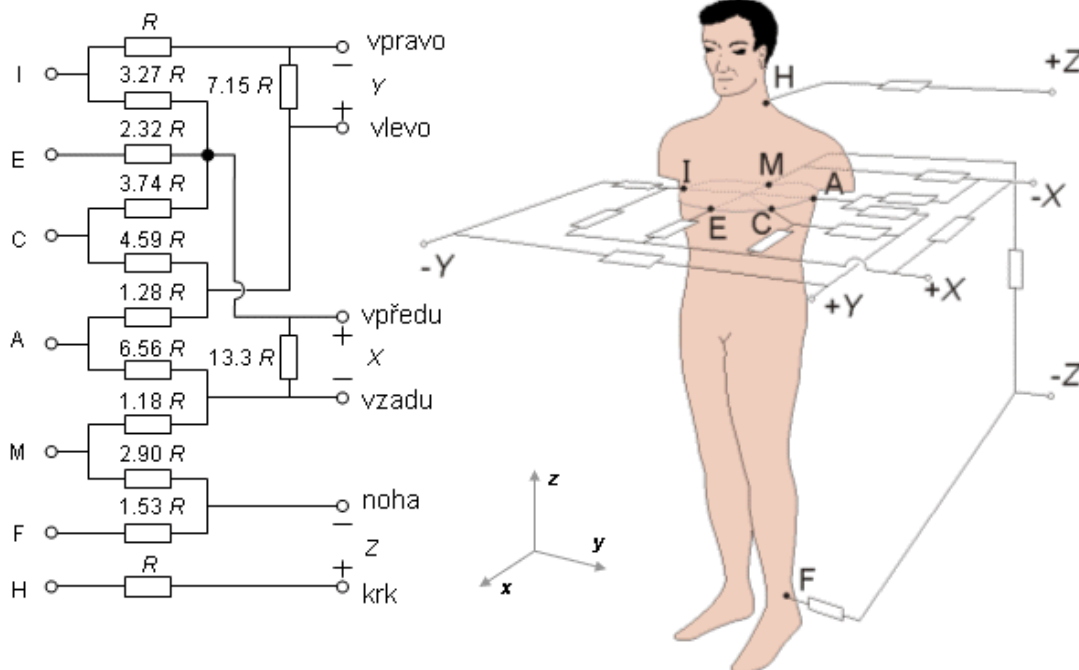
Svodové vektory jsou orientované vždy podle některé z os. Svodový vektor orientovaný s osou x, vytváří předozadní složku srdečního dipólu X, ta je tvořena pěti elektrodami transversální roviny (A, C, E, I, M).

Svodový vektor orientovaný s osou y, je získán z elektrod A, C, I a vytváří složku Y, která spojuje pravou axilární oblast s levou.

Elektrody H, M, F vytváří svislou složku srdečního dipólu Z. Velikost vektoru Z je nejmenší ze všech tří vektorů, ten úměrně zmenšuje ostatní srdeční vektory a tím snižuje velikosti všech získaných signálů.

Tímto jsou určeny všechny tři vektory, které tvoří ortogonální normalizovaný svodový systém. Vytváří matici svodů, která je doplněna odpory $7,15 R$ a $13,3 R$ zapojenými mezi svody X a Y. A to z důvodu zmenšení signálů na úroveň složky Z. Vektory svodů by tudíž měly mít stejnou velikost a zaručovat ortogonalitu a zároveň být vzájemně pravoúhlé a stejně vzdálené od srdečního středu, čímž je zajištěna ortonormalita. Odpor připojený ke každé dvojici svodů v odporové síti je shodný. Důležitou informací je hodnota R , která určuje absolutní hodnotu odporové sítě. Hodnota R by se měla pohybovat okolo $100 \text{ k}\Omega$, minimálně však $25 \text{ k}\Omega$.

V současné době jsou detekční systémy vybaveny předzesilovači s vysokou vstupní impedancí a funkce svodové matice se provádí operačními zesilovači nebo digitálně.



Obr. 12 Frankův svodový systém vlevo odporová síť, vpravo označení elektrod a jejich poloha [20]

Potenciály jednotlivých elektrod jsou tedy předeny na odporovou síť, ze které jsou odvozeny signály všech tří svodů:

$$U_x = 0,610 U_A + 0,171 U_C - 0,781 U_I$$

$$U_Y = 0,655 U_F + 0,345 U_M - U_H$$

$$U_Z = 0,133 U_A + 0,736 U_M - 0,264 U_I - 0,374 U_E - 0,231 U_C \quad (14)$$

$U_{A,C,E,F,H,I,M}$ – napětí na jednotlivých elektrodách

[12] [19] [20] [27] [28]

2.3. Základní odlišnosti mezi EKG a VKG

Elektrokardiogram zobrazuje elektrický signál srdce v čase. U vektorkardiogramu se jedná o jinou formu záznamu elektrických projevů srdeční aktivity na povrchu těla. Zobrazení v trojrozměrném prostoru je přínosnější pro výzkumnou analýzu elektrické aktivity srdce. Na rozdíl od elektrokardiografie neumožňuje analýzu poruch srdečního rytmu.

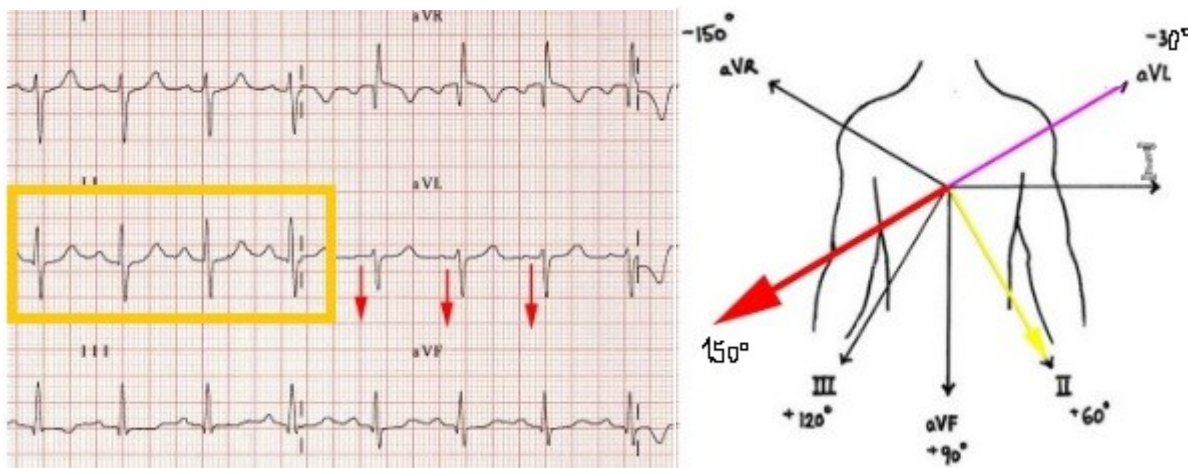
2.3.1. Elektrická osa srdce

Při záznamu EKG zaznamenáváme elektrickou aktivitu srdce vzhledem k povrchovým elektrodám. (Akční potenciál) Vlna depolarizace šířící se směrem k svodu, vyvolá pozitivní výchylky (kmity) na EKG. Naopak vlna pohybující se směrem od svodu se zobrazí jako negativní kmit. Pokud je vzruch na svod kolmý, znamená to, že se jedná o izoelektrický svod.

Existuje několik variant, jak stanovit elektrickou osu srdce. Jedním z nejjednodušších způsobů je pouhý pohled na elektrokardiogram pořízený šesti končetinovými svody a současně na graf zobrazující orientaci svodů.

Pro stanovení elektrické osy, je potřeba nalézt izoelektrický svod, kdy jsou pozitivní a negativní kmity v rovnováze. Na obr. 13 se jedná o svod II, který je vyznačen. Poté pomocí obrázku určíme osu přibližně kolmou na tento svod, zvýrazníme svod aVL. Nalezená osa (fialová) má shodnou orientaci jako srdeční osa, její směr určuje převažující polarita daného svodu. Při pohledu na elektrokardiogram, přesněji aVL svod, jsou zřetelné negativní kmity. Svod se v tomto případě vyznačuje zápornou polaritou a srdeční osa míří výrazně doprava. Úhel, který svírá s horizontální linií je roven 150° .

[11] [26]



Obr. 13 EKG záznam s vyznačeným izoelektrickým svodem (vlevo), určení elektrické osy za pomoci souřadnicového systému svodů (vpravo) [11]

Srdeční osu lze vypočítat pomocí goniometrických funkcí, matematickým skládáním vektorů. Při výpočtu využíváme dvou na sebe kolmých svodů, kdy do vzorců dosazujeme hodnoty amplitud kmitů QRS komplexu. Výsledek získáme nejčastěji funkcí arkustangens, kdy vypočteme úhel sklonu od horizontální linie.

Pokud máme k dispozici záznamy z VKG, je určení elektrické osy ještě jasnější, jelikož při VKG zaznamenáváme průběh vektoru elektrické síly během celé srdeční revoluce, a to ve třech na sebe kolmých rovinách. Abychom získali představu o orientaci srdeční osy, spojíme přímkou místo počátku vektorkardiogramu s místem o maximální výchylce smyčky QRS komplexu, tedy smyčky znázorňující depolarizaci komor.

Při matematickém výpočtu elektrické osy srdce využíváme obdobně jako v předešlém případě goniometrických funkcí, přesněji funkce arkustangens. Dosazením amplitudy kmitu R, dvou na sebe kolmých svodů získáme hodnotu sklonu srdeční osy. Její sklon se vypočte zvlášť pro každou rovinu.

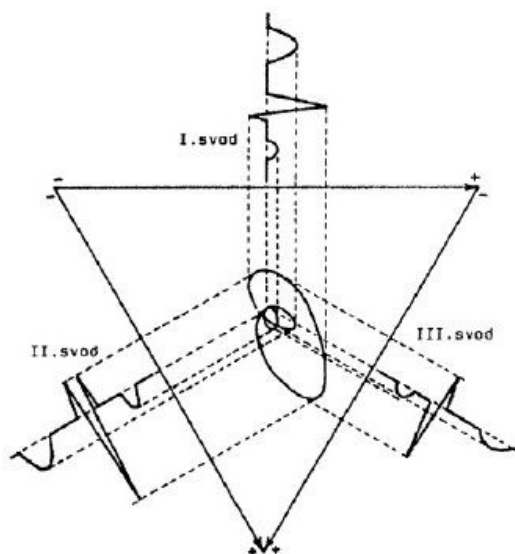
Elektrická osa srdce je hlavním vektorem depolarizace komor. Do značné míry je shodná s anatomickou osou srdce. Elektrická osa standardně směřuje k levé komoře, přesněji k srdečnímu hrotu, což je způsobeno hlavně velikostí levé komory. Sklon podélné osy srdce se ve většině případů nachází v rozmezí -30° až $+105^\circ$ od „nulté“ horizontální linie. (horizontální osy) Pokud hodnota sklonu osy překročí 105° , hovoříme o posunu elektrické osy doprava (také vertikální poloha srdce). Naopak je-li sklon osy menší než -30° , jedná se o posun elektrické osy doleva (horizontální poloha srdce). Odchylny průměrné elektrické osy jsou výsledkem hypertrofie pravé komory nebo bloádou některé části atrioventrikulárního převodního systému.

[11] [12] [19] [20] [27] [28]

2.4. Přepočet EKG signálu na VKG zobrazení

Při klasickém měření EKG se standardně nezaznamenávají ortogonální VKG svody. Transformace EKG signálu na VKG je možná několika způsoby. Jedním ze způsobů je převod pomocí goniometrických funkcí s použitím tří Eithovenových svodů. Touto realizací získáme prostorové rozložení osy srdečního vektoru ve frontální rovině. Výpočet souřadnic VKG je následující:

$$\begin{aligned}
 X &= I + II \cdot \cos(120^\circ) + III \cdot \cos(60^\circ) \\
 Y &= I \cdot \sin(60^\circ) + II \cdot \sin(120^\circ) + III \cdot \sin(60^\circ)
 \end{aligned}
 \tag{15}$$



Obr. 14 Projekce frontálního VKG do Einthovenova trojúhelníku [17]

2.4.1. Korsova regresní metoda

Dalším ze způsobů transformace 12-ti svodového EKG na tři ortogonální VKG svody je Korsova regresní metoda. Jedná se o matematickou metodu, ve které je využito statistické regrese. Za současného záznamu EKG a VKG byly odvozeny transformační koeficienty regresní tabulky. Regresní koeficienty vytváří matici, která se násobí s maticí EKG svodů, které chceme transformovat. Výsledkem transformace jsou tři ortogonální VKG svody.

Tab. 3 Transformační koeficienty Korsovy regresní metody [18]

	X	Y	Z
V1	-0,13	0,06	-0,43
V2	0,05	-0,02	-0,06
V3	-0,01	-0,05	-0,14
V4	0,14	0,06	-0,2
V5	0,06	-0,17	-0,11
V6	0,54	0,13	0,31
I	0,38	-0,07	0,11
II	-0,07	0,93	-0,23

[17] [18]

3. Měření tří svodového EKG před a během CT a MR vyšetření

Monitorování EKG pacienta při CT vyšetření již dnes není ničím novým. Pacienti podstupující toto vyšetření jsou mnohdy ve vážném, život ohrožujícím stavu a monitoring je u nich nezbytný. Totéž platí pro snímání EKG během MR vyšetření. U něj je však hlavním využitím snímání srdce s EKG gatováním. Při rutinních měřeních EKG se využívají kovové elektrody a taktéž vodiče. Kovové materiály způsobují při rentgenových vyšetřeních artefakty a znemožňují správnou diagnostiku. I přesto se však v dnešní době běžně využívají k monitorování EKG ať už v ambulancích, či během vyšetření využívající rentgenové záření, jedním z nich je právě CT. U MR vyšetření se dnes již využívají MR kompatibilní elektrody.

3.1. Měření EKG před a během CT vyšetření

Povrchové elektrody běžně používané při EKG vyšetřeních jsou vyrobeny z kovu, způsobují proto artefakty na CT snímcích, tzv. kovové artefakty. Obrazové artefakty do značné míry znehodnocují získané obrazové data, jelikož znemožňují zobrazení části těla, která je v kontaktu s elektrodou či vodičem. V krajních situacích by tento problém mohl vést k nesprávnému stanovení diagnózy, nehledě na fakt, že značně ztěžuje práci lékařům, kteří tyto snímky popisují.

PPy elektrody a PANI vodiče, použité k získání dat pro tuto práci, jsou zcela nekovové, neobsahují žádné částice kovu. Podkladovým materiálem PPy elektrod je bavlněná tkanina, která je pokrytá polypyrolem. PANI vodiče se skládají z uhlíkového vlákna pokrytého polyanilinem. Oba podkladové materiály nevykazují žádný kontrast při CT vyšetření, jako tomu bylo u kovových elektrod a vodičů. Na základě práce provedené Ing. Polomíkem, bylo zjištěno, že PPy elektrody v kombinaci s PANI vodiči nezpůsobí artefakty na CT snímcích a neovlivní tak jejich kvalitu. Elektroda ani vodič nejsou na snímcích vidět. Na RTG snímcích však mohou být znatelné artefakty způsobené pryžovou izolací PANI vodiče. Izolace PANI vodiče vytvoří stín, který je však průhledný a nebrání zobrazení struktur umístěných pod vodičem. Při zhotovení CT vyšetření je stín izolace viditelný pouze na topogramu, který slouží ke správnému nastavení ROI nikoliv k diagnostice. Izolace CT skeny dále neovlivní, jelikož se nachází mimo oblast zájmu.

Polymerové elektrody a vodiče nezpůsobují na výsledných CT skenech obrazové artefakty jako je tomu při použití kovových elektrod a vodičů. Výsledný obraz tudíž nebude narušen. V této práci se však zaměříme na problematiku toho, zda prováděné CT vyšetření, přesněji použité radiační záření, bude ovlivňovat kvalitu snímaného EKG signálu, naměřeného polymerovými elektrodami a svody. Provedli jsme měření třísvodového EKG signálu polymerovými elektrodami a svody. Signál byl produkován EKG simulátorem, nejprve před CT vyšetřením a poté během vyšetření. Hodnoty získané před CT vyšetřením (klidové EKG) byly zvoleny za referenční a následně porovnány se záznamy naměřenými během CT vyšetření.

Použitá zařízení:

EKG simulátor FC12D Ferronato

PPy elektrody

CT Definition AS 64

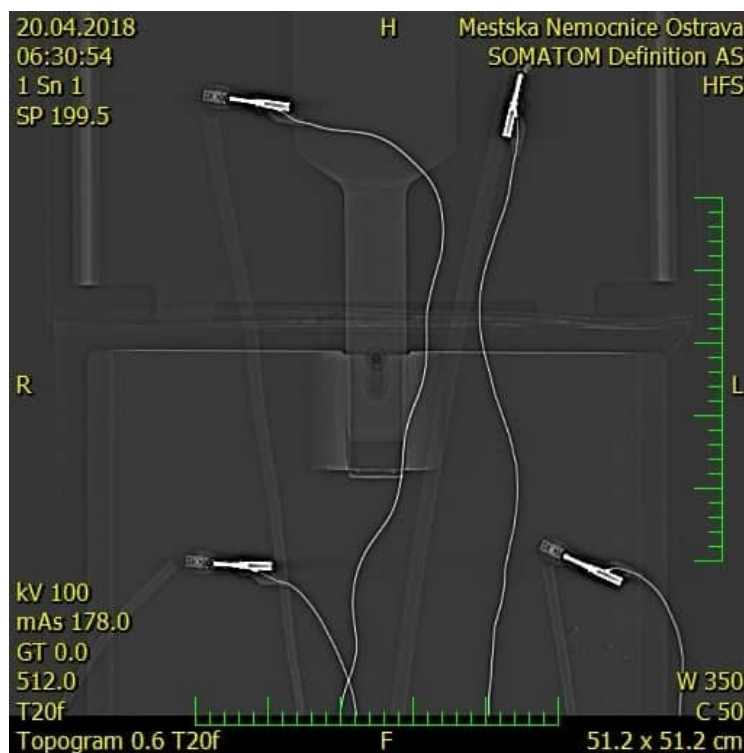
EKG BT12 Corsience

PANI vodiče (10 m)

Ag/AgCl elektrody

Postup měření byl následující. EKG simulátor byl nastaven na pevnou hodnotu tepové frekvence 1 Hz. Stejná tepová frekvence byla použita jak pro klidové měření, tak pro měření EKG signálu během CT vyšetření. K simulátoru byly připojeny čtyři Ag/AgCl elektrody pomocí klasických kovových vodičů. Tyto části tvořily tzv. umělého pacienta, jenž generoval EKG signál. Na vodivé části kovových elektrod byly připevněny PPy elektrody tak, aby byl zajištěn přenos EKG signálu. PPy elektrody byly připojeny k záznamovému přístroji pomocí PANI vodičů. Elektrody byly fixovány k vyšetřovacímu stolu, aby bylo zamezeno jakémukoliv pohybu během nahrávání signálu a zabránilo tak znehodnocení EKG křivky pohybovými artefakty. Záznamovým zařízením byl přístroj BT12 se vzorkovací frekvencí 500 Hz, bateriovým napájením a možností Bluetooth připojení k PC. Data byla přenesena pomocí zmíněného Bluetooth ze záznamového přístroje do notebooku umístěného taktéž na vyšetřovacím stole, avšak mimo skenovanou oblast.

Jako zdroj rentgenového záření byl zvolen přístroj CT Definicion AS, který disponuje šedesáti čtyřmi řadami detektorů a rentgenkou Straton. Všechny prvky měřicího řetězce byly umístěny na vyšetřovací stůl CT přístroje, rozloženy byly tak, aby se ve skenovaném poli nacházely jen elektrody a vodiče. Nejprve bylo provedeno měření v klidu, před CT vyšetřením, bez vlivu ionizujícího záření. Následně byl vytvořen topogram, ve kterém byla zvolena oblast zájmu, kde se nacházely elektrody a vodiče. Vybraným skenovacím protokolem bylo CT břicha s nastavenými hodnotami rentgenky 120 kV a 10 mAs a tloušťkou vrstvy 0,6 mm. Potřebný čas k oskenování vybraného pole se rovnal 13 s. Oblast zájmu byla skenována 2x za sebou s odstupem několika sekund. Výsledná dávka vyprodukovaná těmito dvěma skenovacími cykly se rovnala 76 mGycm.



Obr. 15 Topogram znázorňující lokalizaci elektrod a svodů

Díky upevnění elektrod k vyšetřovacímu stolu a využití EKG simulátoru s pevnou hodnotou tepové frekvence nastavenou na 1 Hz, byly zajištěné shodné podmínky pro obě měření.

3.2. Měření EKG před a během MR vyšetření

Vyšetření pomocí magnetické rezonance je všeobecně považováno jako zdraví neškodné. Člověk zde není vystaven škodlivým účinkům ionizujícího záření. Lidské tělo je však vystaveno silnému statickému magnetickému poli, biofyzikálním účinkům gradientních magnetických polí a radiofrekvenčním pulzům. Působením těchto polí dochází k produkci tepla, které může vést k přehřátí organismu během vyšetření. Informace o absorbované energii je možno sledovat v celém průběhu vyšetření díky hodnotě SAR (specific absorption rate, [W/kg]).

Potřeba monitorovat srdeční činnost během MR vyšetření je nezbytné u pacientů ve vážném zdravotním stavu např. po operacích mozku, kdy je pacient v bezvědomí a jeho stav je třeba neustále monitorovat. Život ohrožující stavy nejsou jediným případem, kdy je potřeba měřit EKG během vyšetření. Pokud pacient trpí klaustrofobií, mentálními poruchami nebo jiným onemocněním, kvůli kterému není schopen ležet v klidu po poměrně dlouhou dobu, je lékař nucen uvést pacienta do celkové anestezie, při které je sledování srdeční křivky nutností. Aby bylo možné zajistit EKG monitoring i během MR vyšetření je zapotřebí použít MR kompatibilní EKG přístroj s elektrodami a vodiči. I přesto, že jsou elektrody a vodiče kompatibilní s magnetickou rezonancí, mohou způsobovat obrazové artefakty na výsledných snímcích, tyto artefakty znehodnocují snímek stejně jako v případě CT skenů. Hlavním problémem, se kterým se potýká mnoho EKG přístrojů je, že při MR vyšetření jsou indukovány nechtěné potenciály přímo do snímaného EKG signálu, čímž vzniká rušení v EKG křivce, signálové artefakty, které v určitých případech dokonce úplně znemožní určit stav pacienta.

Snahou bylo získat EKG signály snímáním polymerovými elektrodami a PANI vodiči před a během vyšetření magnetickou rezonancí, jak bylo provedeno u CT vyšetření. Realizace měření tří svodového EKG proběhla v MNO Ostrava, kde bylo zjištěno, že během MR srdce se elektrody připevněné na kůži dobrovolníka začaly nepřiměřeně zahřívat a způsobily pocit pálení a místní zčervenání kůže pod elektrodou. Z důvodu ohrožení zdraví dobrovolníků nebylo možné v měření dále pokračovat. Další možnou variantou získání dat bylo ze snímání EKG konvenčními MR kompatibilními elektrodami a svody. To však nebylo možno provést, jelikož záznamová EKG zařízení v dotazovaných nemocnicích neumožňovala export naměřených dat, a nebylo tedy možné jejich další zpracování a hodnocení. Dostupná EKG zařízení umožňovala pouze náhled na zpracované EKG křivky. Z toho důvodu bylo požádáno o zpřístupnění EKG signálů z databáze popsané níže.

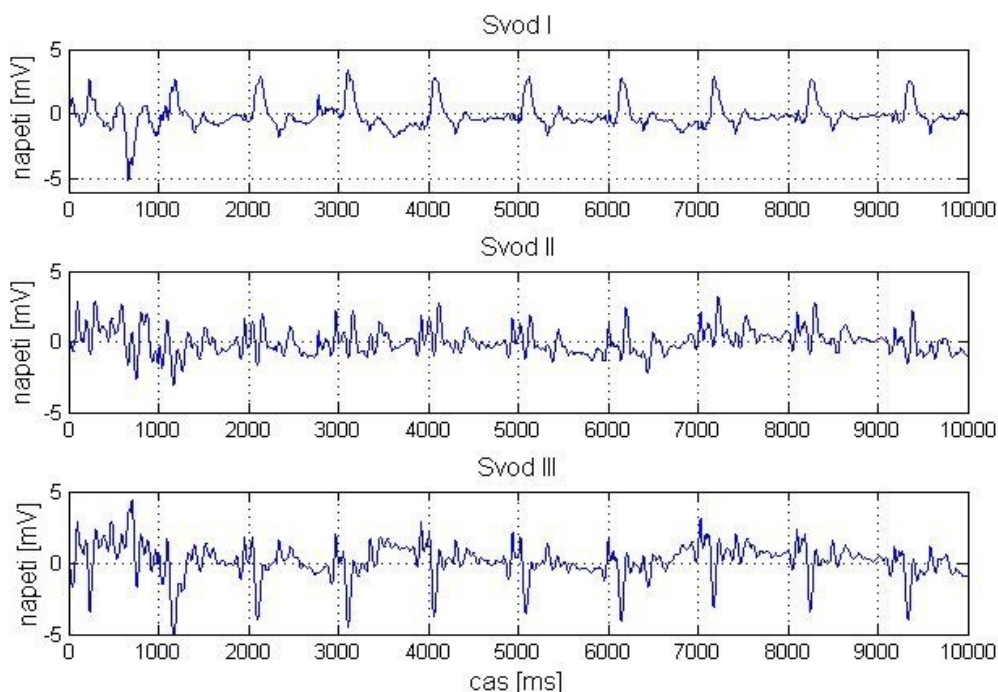
Data pro tuto práci byla získána z databáze EKG signálů ovlivněných magnetickými poli. Databázi vytvořili zástupci univerzity Otty von Guericke v Magdeburgu. Signály pro tuto databázi byly snímány od roku 2010 do roku 2016, databáze obsahuje 43 nahrávek 23 různých subjektů ve věkovém rozmezí $27,1 \pm 3,2$ let. Databáze zahrnuje EKG záznamy pořízené mimo magnetické pole skeneru a záznamy ovlivněné statickým magnetickým polem o intenzitě 1T a 3T. Pro analýzu byly vybrány nahrávky ovlivněné statickým magnetickým polem 3T. Záznamy nahrané při intenzitě magnetického pole 1T nebylo možné použít z důvodu jejich nedostatečného množství. Z databáze bylo poskytnuto dohromady 20 nahrávek, které zahrnovaly záznamy deseti subjektů, kterým bylo měřeno EKG uvnitř magnetického pole B_0 a mimo magnetické pole skeneru.

EKG křivky byly získány v prostředí magnetické rezonance tedy MR skeneru s intenzitou statického magnetického pole 3T. Nevyskytovaly se zde gradientní a vysokofrekvenční pole. EKG křivky jsou deformovány pouze působením MHD efektu. K měření byla použita dvě záznamová zařízení, jedním z nich bylo zařízení Getemed CM 3000, což je 12-svodový EKG holter se vzorkovací frekvencí

1024 Hz, rozsahem vstupního napětí ± 6 mV a rozlišením 12 bitů, s bateriovým napájením a možností Bluetooth připojení k PC. Při tomto měření byly využity klasické diagnostické elektrody. Signály zpracovávané v této práci byly získány tímto zařízením. Druhým zařízením byl bezdrátový MR kompatibilní EKG přístroj Tesla M3, s rozsahem vstupního napětí $\pm 2,4$ mV a rozlišením 24 bitů. Data jsou opět posílána bezdrátově do monitoru, kde jsou uložena na paměťovou kartu. Výhodou tohoto přístroje je, že je funkční s veškerými MR kompatibilními elektrodami. Tyto záznamy nám nebyly poskytnuty. Jako referenční EKG signál pro následující analýzu byl zvolen záznam 12-svodového EKG naměřený před MR vyšetřením. Následně bylo provedeno měření při probíhajícímu MR vyšetření. EKG bylo snímáno vleže, aby byly zajištěny shodné podmínky před a během MR vyšetření, jelikož v průběhu vyšetření pacient leží na vyšetřovacím stole.

Na rozdíl od měření na CT byl zde použit 12-svodový systém. Nejprve byla provedena aplikace elektrod na hrudník pacienta. Použito bylo standardní rozmístění elektrod pro snímání 12-svodovým EKG. Končetinové elektrody byly umístěny v pravé a levé podklíčkové krajině a v oblasti břicha mediálně od spina iliaca jak na pravé tak i levé straně. Rozmístění elektrod pro hrudní svody bylo následující, elektrody V1 a V2 byly uchyceny ve 4. mezižebří bilaterálně kolem sternu, V3 mezi V2 a V4, elektrody V4 až V6 byly umístěny vlevo v 5. mezižebří postupně za sebou v medioklavikulární čáře (V4), přední axilární čáře (V5) a střední axilární čáře (V6).

Scanovacím zařízením byl přístroj Siemens Magnetom Skyra o intenzitě 3T. Orientace statického magnetického pole B_0 byla v případě skeneru s intenzitou 3T horizontální. Pacient byl uložen na vyšetřovacím stole v poloze Feetfirst supine, tedy na zádech nohama dovnitř gantry. Pořízený signál poté vypadá následovně.



Obr. 16 Surové EKG pořízené během MR vyšetření

4. Analýza vlivu zobrazovacích technik na záznamy a kvalitu EKG

Analýza dat nám dává potřebné informace o signálech. Jedná se o postup, při kterém získáme požadované charakteristiky a parametry signálu. Prvotní analýzou EKG signálů, která se běžně používá v praxi, je optické zhodnocení křivky, její kvality a základních vlastností. Hodnotí se její vzhled, amplituda jednotlivých vln a kmitů, srdeční tepová frekvence nebo různé tvarové abnormality. V důsledku přítomnosti rušivých složek signálu klesá kvalita signálu. Při přítomnosti jak technických tak biologických artefaktů, je takovéto optické hodnocení daleko obtížnější.

Pro další analýzu je potřebné využít speciální metody úpravy a zpracování signálu. Např. metody, které umožní zobrazení frekvenčního spektra díky výpočtu Fourierovy transformace. K eliminaci rušivých složek a zjištění významných částí signálu, lze využít výpočet vlnkové transformace. Mimo vlnkovou transformaci byla v této práci pro odstranění artefaktů a nalezení hlavního trendu EKG signálu použita analýza nezávislých komponent. Vybrané metody budou popsány v následující části práce.

4.1. Analýza v časové a frekvenční oblasti

V časové oblasti se jedná o zobrazení signálů v čase, jeho hodnota se v průběhu času mění. Slouží k získání základních parametrů signálu, jak okamžitých tak statistických.

Spektrální analýza doplňuje informace získané z časové oblasti. Poskytuje popis signálu ve frekvenční oblasti, tedy frekvenční spektrum. Slouží k analýze frekvenčních složek signálu, jejich zastoupení a změny v jednotlivých signálech. Kmitočtové spektrum signálu lze získat pomocí různých transformací, nejčastěji Fourierovou transformací.

4.1.1. Vlnková transformace

Jedním z prostředků analýzy je vlnková transformace, ta byla využita z důvodů možnosti využití filtrace u nestacionárních signálů, kdy se střídají dlouhé nízkofrekvenční úseky s krátkými vysokofrekvenčními úseky. EKG signál patří mezi signály nestacionárního charakteru, jeho cyklus tvoří zhruba jen 10% vysokofrekvenční složky, které zaznamenáváme jako QRS komplexy, jejich hodnoty leží ve frekvenčním pásu od 3 do 40 Hz, mohou však nabývat hodnot až do 125 Hz. Zbytek cyklu obsahuje nízkofrekvenční složky spektra do 10 Hz, jedná se přibližně o 90% délky EKG cyklu, maximální hodnoty mohou sahát až k 40 Hz. [1]

Vlnková transformace (wavelet transform) je tedy prostředkem analýzy a zpracování nestacionárních signálů. Tvoří alternativu krátkodobé Fourierovy transformace. Je možné ji využít k analýze biosignálů, kde jedním z možných případů využití je detekce QRS komplexu u EKG signálu. Tato transformace je tvořena bankou filtrů typu pásmová propust, která separuje signál do frekvenčních pásem podle propustné oblasti daných filtrů. Lze vykreslit signál s omezeným frekvenčním rozsahem. WT umožňuje zjistit škály rozkladu signálu, které se transformují na frekvence, díky tomu lze v analyzovaném signálu nalézt určité frekvence a zároveň neopustit měřítko času. Na rozdíl od Fourierovy transformace, která taktéž poskytuje informaci o frekvenčním rozkladu signálu, ale ztrácí informaci o čase.

WT využívá k vyjádření signálu lineární kombinace několika bázových funkcí, vlnek. Tento vztah lze vyjádřit jako skalární součin vlnky a příslušného segmentu vstupního signálu. Analyzující funkce, vlnka, je charakterizována konečnou délkou a definovanými vlastnostmi. Tvar vlnky lze volit podle charakteru analyzovaného signálu.

Vlnkovou transformaci lze podle způsobů použití a požadavků na výslednou analýzu rozlišit na diskrétní a spojitou. Diskrétní WT používá pevně ohraničené banky filtrů, pásmových propustí s určenou vlnkou rozkladu. Vhodným nastavením těchto dvou parametrů lze dosáhnout požadovaného výsledku. Spojitá WT je lineární a časově invariantní, je určena pro signály s konečnou energií. Touto metodou je signál rozložen do předem zvoleného počtu úrovní. Cílem je dosažení optimálního poměru mezi časem a frekvencí, tedy nastavení okna správné délky v čase a tvaru. Je známo, že pro nízké frekvence se využívá širší okno a naopak pro vysoké frekvence okno užší.

Zmíněné okno znázorňuje mateřskou vlnku, jenž značíme řeckým písmenem ψ . Mateřská vlnka je charakterizována dvěma parametry. Prvním z nich je parametr s a nazývá se měřítko, to určuje šířku (dilataci) vlnky. Dalším parametrem je posun τ , který mění polohu vlnky na časové ose (translaci).

$$\psi_{\tau,s}(t) = \frac{1}{\sqrt{s}} \psi\left(\frac{t-\tau}{s}\right), \quad s, \tau \in \mathbb{R}, s \neq 0 \quad (16)$$

Spojitá vlnková transformace je pro signály s konečnou energií definována takto:

$$\psi_f(\tau, s) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(t) \overline{\psi_{\tau,s}(t)} dt, \quad f \in L^2(\mathbb{R}) \quad (17)$$

Pro jednorozměrný signál je poté výsledkem dvourozměrná funkce, s koeficienty měřítka a polohy $W_f(\tau, s)$. Dosazením koeficientů do rovnice získáme vztah:

$$W_f(\tau, s) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(t) \frac{1}{\sqrt{s}} \bar{\psi}\left(\frac{t-\tau}{s}\right) dt \quad (18)$$

Kde $\bar{\psi}$ značí komplexně sdružené číslo, koeficient $\frac{1}{\sqrt{s}}$ normalizuje energii vlnky při změně měřítka. Výběr vhodné vlnky je poté proveden experimentální cestou, dle parametrů analyzovaného signálu a požadavků na výsledný signál.

[3]

4.1.2. Analýza nezávislých komponent

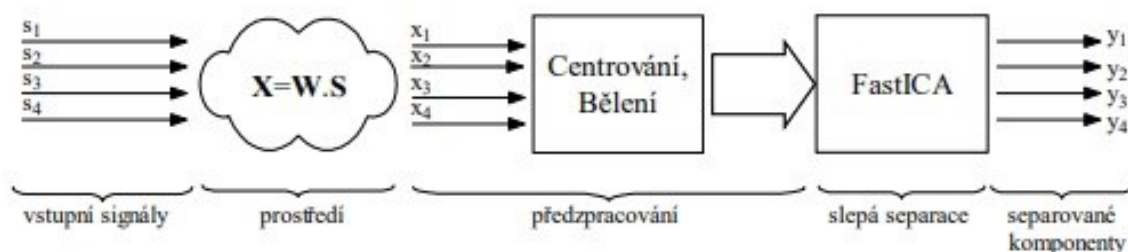
Několik různých zdrojů doporučují analýzu nezávislých komponent za vhodný prostředek pro analýzu biosignálů. Ve většině případů je k analýze využíván algoritmus FastICA. EKG je tvořeno signály z více zdrojů, kanálů. Každá připojená elektroda přináší kromě užitečného signálu také šum, který znehodnocuje EKG křivku. Záznamy, jenž byly zpracovány v této práci, obsahují značný podíl rušivé složky, vzniklý v důsledku působení magnetického pole. Metodou nezávislých komponent (ICA) bylo možné nalézt hlavní trend signálu, který byl skryt v naměřených datech. K zjištění trendu EKG signálu lze využít ICA za předpokladu, že snímání signály jsou navzájem nezávislé.

Independent component analysis (ICA) je metoda separace signálů, které byly dříve nějakým způsobem smíchány. Základní příklad aplikace ICA se nazývá „Cocktail-party problem“. Obdobný problém představuje také snímání elektrické aktivity srdce. EKG data vznikají ze záznamů elektrických potenciálů z několika různých míst lidského těla. Pokud je lidské tělo jako v našem případě umístěno v silném magnetickém poli, jsou tyto potenciály tvořeny komponentami srdeční aktivity, ovlivněné působením magnetických sil.

Před aplikací FastICA algoritmu je vhodné vstupní signály předzpracovat. Pro předzpracování se využívá technik centrování a bělení signálů, které pomáhají zjednodušit problém s odhadováním nezávislých komponent.

Centrování je jednou z nejdůležitějších technik předzpracování. Probíhá centrování X . Proveďte se odečtením střední hodnoty \bar{x} od původního signálu x . Vzniká matice normalizovaných dat.

Po centrování signálu následuje tzv. bělení pozorovaných proměnných. Dochází k lineární transformaci pozorované matice X na novou matici \tilde{X} , jejíž vektory jsou nekorelované a proměnné mají jednotkový rozptyl. Kovarianční matice \tilde{X} je rovna jednotkové matici. Bělení redukuje počet odhadnutých parametrů z n^2 na $n(n-1)/2$.



Obr. 17 Blokové schéma ICA [17]

Základním omezením pro použití ICA algoritmu je, aby nezávislé komponenty měly negausovské rozložení pravděpodobnosti. Nedostatkem tohoto algoritmu je, že není možné určit pořadí ani energii nezávislých komponent. Jelikož obě matice, A i s jsou neznámé, může být tedy volně měněno pořadí zdrojů v matici S a pořadí odpovídajících sloupců matice A .

$$X=A \cdot s \quad (19)$$

Na předzpracovaný signál může být aplikován FastICA algoritmus, jenž je blíže popsán zde [24].

[17]

4.1.3. Evaluační koeficienty měřených dat

Korelace udává vzájemný lineární vztah mezi veličinami X a Y . Zjišťuje vzájemný vztah mezi signálem získaným vně CT a MR přístroje a signálem pořízeným během CT či MR vyšetření. Míru korelace vyjadřuje korelační koeficient. Korelační koeficient nabývá hodnot v intervalu $\langle -1,1 \rangle$. Pokud je hodnota korelačního koeficientu nulová, značí lineární nezávislost, veličiny jsou tedy nekorelované. Koncové hodnoty intervalu značí závislost, 1 udává přímou závislost a naopak hodnota -1 udává nepřímou závislost. Vzorec pro výpočet Pearsonova korelačního koeficientu:

$$\rho_{X,Y} = \frac{cov(X,Y)}{\sigma_X \sigma_Y} \quad (20)$$

Kde X je signál vně CT či MR pole,
 Y je signál uvnitř CT či MR pole,
 σ je směrodatná odchylka daného signálu.

Jelikož v praxi většinou nedostaneme model, kde by se naměřená data rovnala referenčním v každém bodě měření (i), proto musí být zvolen nějaký ukazatel, který bude určovat vzdálenost pozorovaných hodnot od hodnot očekávaných. Nejčastěji je tímto ukazatelem střední kvadratická chyba (MSE). Měří rozptyl rozdělení četností odchylek mezi naměřenými daty a daty referenčními. V našem případě jsou za Y dosazena EKG data získaná během MR či CT vyšetření. Jako referenční jsou zvolena data měřená vně CT a MR přístroje.

$$MSE = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (Y_i - \hat{Y}_i)^2 \quad (21)$$

Nejčastěji používaná metoda pro určení míry neurčitosti. RMSE je ukazatelem, který udává průměrnou velikost chyby. Rozdíly mezi pozorovanými a předpokládanými hodnotami se umocní na druhou a poté se přepočítají na vzorek. RMSE dává relativně velkou váhu velkým chybám. To znamená, že je nejužitečnější, pokud jsou zvláště nežádoucí velké chyby.

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (Y_i - \hat{Y}_i)^2} \quad (22)$$

Průměrná absolutní chyba (Mean Absolute Error) MAE měří průměrnou velikost chyb v předpovězených hodnotách, v našem případě v očekávaných hodnotách, tedy signálech měřených vně CT či MR bez ohledu na to, zda se jedná o kladné či záporné hodnoty. Měří přesnost spojitých proměnných. MAE je průměr ověřovacích vzorků absolutních hodnot rozdílů mezi prognózou (předpovídanou hodnotou) a odpovídajícím pozorováním. Všechny jednotlivé rozdíly mají stejnou váhu.

$$MAE = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n |Y_i - \hat{Y}_i| \quad (23)$$

Kde pro rovnice (21, 22, 23) platí že:

Y_i je i -tá hodnota EKG signálu,

\hat{Y}_i je i -tá hodnota referenčního signálu,

n je počet hodnot signálu.

Jak MAE, tak RMSE vyjadřují průměrnou chybu předpovídaného modelu od pozorovaného v jednotkách sledované proměnné. Oba údaje se mohou pohybovat od 0 do ∞ a jsou lhostejné ke směru chyb. Platí pro ně, že nižší hodnoty značí lepší výsledek.

4.2. Analýza EKG během CT vyšetření

Signály získané před a během CT vyšetření byly generovány EKG simulátorem s tepovou frekvencí nastavenou na hodnotu 1 Hz. Záznamové zařízení umožňovalo export pouze raw dat, bez jakékoliv filtrace. Pro odstranění síťového rušení o frekvenci 50 Hz, byl použit notch filtr. Dále byla provedena filtrace pásmovou propustí 1-25 Hz. Získané EKG signály, tedy jednotlivé svody, byly nejdříve vykresleny spolu s jejich spektrálními výkonovými hustotami a následně porovnány. Pro srovnání EKG signálů naměřených během CT vyšetření a v klidu tedy před CT vyšetřením byly vypočteny korelační koeficienty, střední kvadratické chyby (MSE), odmocniny středních kvadratických chyb (RMSE) a

střední absolutní chyby (MAE) jednotlivých svodů. Výsledky a grafy se vztahují vždy ke stejnému časovému úseku filtrovaného EKG signálu. Tento úsek o délce 10 sekund, byl vybrán z každého měření opticky, tak aby se jednalo o nejméně rušenou část signálu.

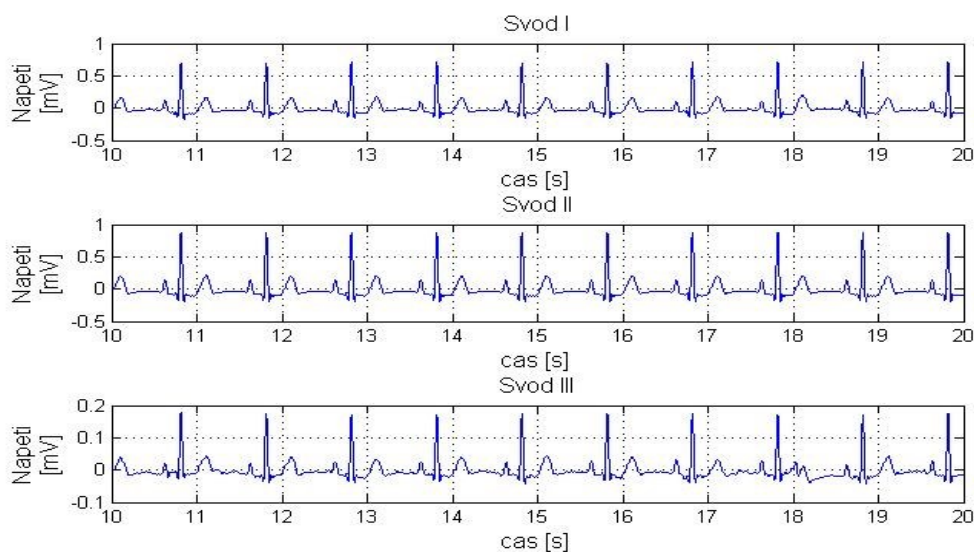
EKG signál obsahuje nežádoucí šum a různé typy artefaktů, jako jsou např. základní síťový drift, šum způsobený nestabilním kontaktem elektrod, polarizační šum, vnitřní šum zesilovače, šum způsobený pohybem svalů a s tím spojené pohybové artefakty. Proto, aby byl EKG signál připraven k následnému zpracování, musíme ze základního signálu odstranit výše uvedený šum. V této části byla k filtraci EKG signálu použita filtrace pomocí pásmové propusti. Na základě předchozích experimentálních poznatků za účelem optimalizace filtrace signálu je nutno zvážit kritéria a to vzorkovací frekvenci signálu a poznatek, že většina šumu se nachází mimo interval frekvencí 1 – 50 Hz. Vzorkovací frekvence signálu byla 500 Hz. Pro tento účel byl použit FIR filtr (finite impulse response) s konečnou impulzní odezvou, jedná se o typ filtru s lineární fázovou charakteristikou, fázové zpoždění je tedy konstantní, tudíž časové poměry signálu zůstanou nezměněny. Bylo provedeno volání funkce `fir1` pro návrh koeficientů filtru. Funkce obsahovala několik parametrů, parametr N udávající počet koeficientů nebo také řád filtru, ten byl nastaven na hodnotu 500, normovaný dolní a horní mezní kmitočet pásmové propusti W_d a W_h byl vypočten dle vztahu:

$$\begin{aligned} W_d &= f_d/f_m, \\ W_h &= f_h/f_m, \end{aligned} \quad (24)$$

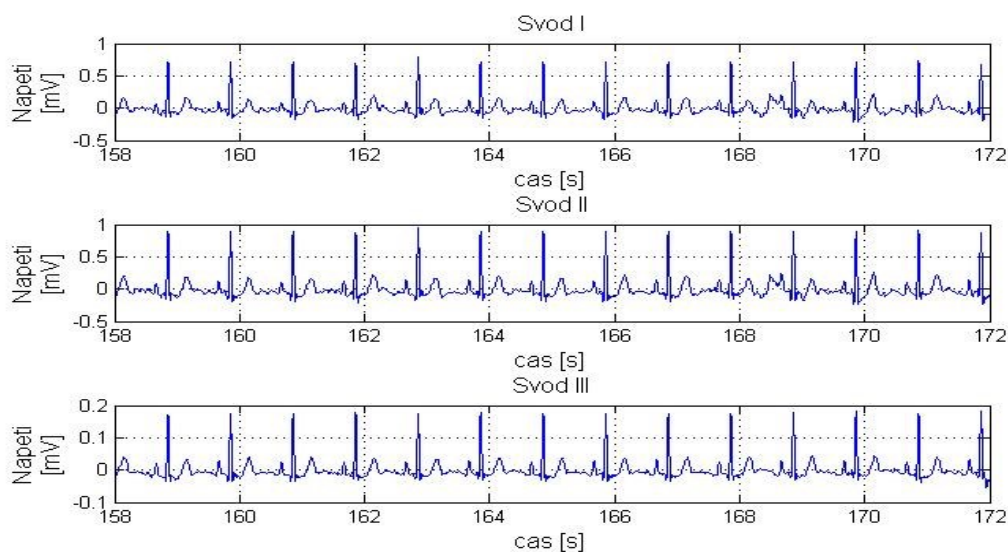
kde f_d , f_h určují dolní a horní mezní kmitočet pásmové propusti a f_m maximální kmitočet, který vyhovuje vzorkovacímu teorému, jenž se rovná polovině vzorkovací frekvence. U této funkce je automaticky přednastaveno okno typu Hamming. Dolní mezní frekvence byla nastavena na hodnotu 1 Hz, díky ní byly eliminovány odchylky základní křivky, horní mezní frekvence byla nastavena na 25 Hz, která zajistí odstranění vysokofrekvenčního šumu. Ta však byla pro další zpracování signálu nedostatečná a musela být použita waveletova (vlnková) transformace, protože tato technika je vhodná pro nalezení pozice R-kmitů bez změny tvaru nebo polohy původního signálu.

Na Obr. 18 jsou zobrazeny jednotlivé svody EKG záznamu získaného před CT vyšetřením. Díky filtraci byla ustálena izolinie. Amplituda napětí dosahuje nejvýše 1 mV a to ve II. svodu. Tuto hodnotu v celém průběhu signálu nepřesáhne. Signál svodu I dosáhne maximálních amplitud o několik desetin mV nižších než signál II. svodu. Nejnižší amplitudy dosahuje III. svod, jehož hodnota nepřesáhne 0,2 mV. V celém průběhu signálu lze jasně rozeznat vlnu P, QRS komplex i vlnu T.

Na obr. 19 jsou zobrazeny jednotlivé svody EKG záznamu během CT vyšetření. Na těchto svodech je patrná jejich shodnost se záznamy naměřenými v klidu. Zde se ovšem vyskytuje rušení dříve vodorovných, izoelektrických částí signálu, způsobené pohybem. Pohyb na rozhraní kovová elektroda-elektrolyt a elektrolyt-Ppy elektroda vznikl v důsledku posunu stolu. Pohybové artefakty způsobily v určitých částech signálu I a II svodu jeho elevaci nad izolinii, což však nebránilo správné identifikaci vln a kmitů. Na záznamech během CT vyšetření není patrné žádné ovlivnění signálu, způsobené působícím rentgenovým zářením. Tento fakt dokazuje porovnání záznamu získaného během CT skenování se záznamem získaným před skenováním.



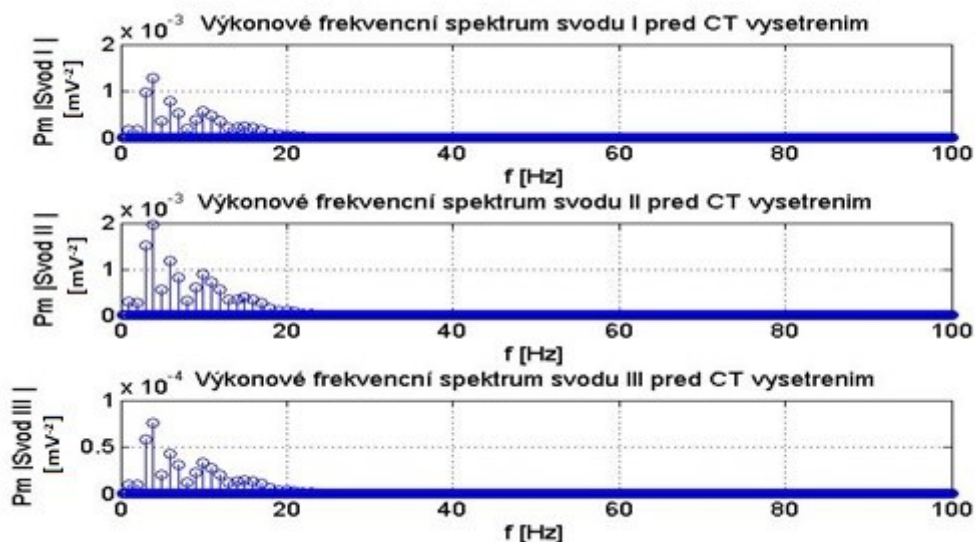
Obr. 18 Třísvodový EKG záznam filtrovaný pásmovou propustí 1-25 Hz naměřený v klidu, před CT vyšetřením



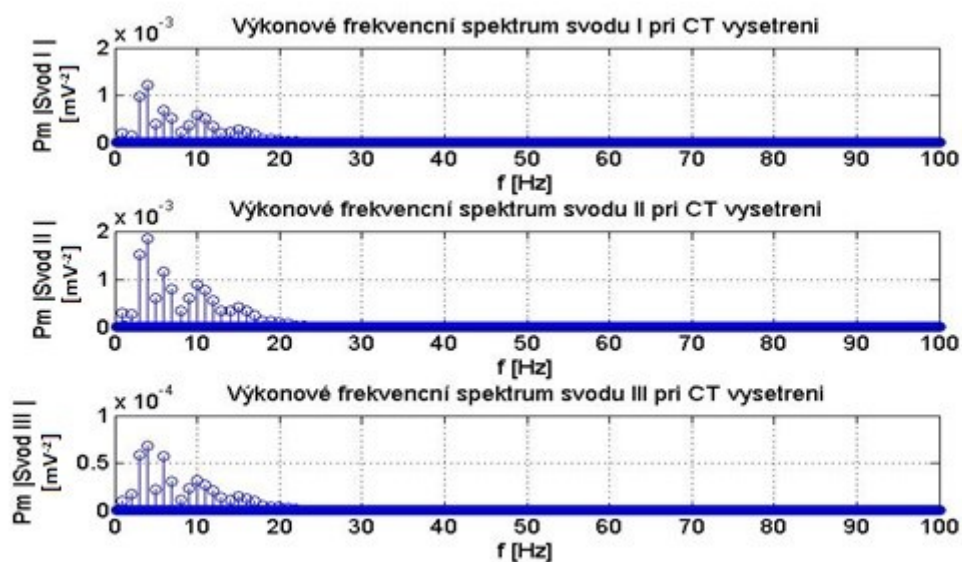
Obr. 19 Třísvodový EKG záznam filtrovaný pásmovou propustí 1-25 Hz naměřený během CT vyšetření

Výkonové frekvenční spektrum jednotlivých svodů EKG záznamu měřeného v klidu jsou zobrazena na Obr.20. Výkonové frekvenční spektra tohoto signálu se téměř shodují s výkonovými frekvenčními spektry EKG signálu získaného během CT vyšetření Obr.21. Mírné rozdíly mezi výkonovými frekvenčními spektry jednotlivých svodů EKG záznamu měřeného před CT skenováním a výkonovými frekvenčními spektry jednotlivých svodů EKG záznamu měřeného během CT skenování, které jsou způsobeny pohybovými artefakty přenesenými z EKG záznamů. Signály nevykazují žádné významné artefakty vzniklé působením radiačního záření, jenž je produkováno při CT vyšetření. Tvzení, že radiační záření neovlivní kvalitu snímaného EKG signálu, potvrzují vypočtené statistické

údaje a to korelační koeficient, střední kvadratická chyba (MSE), odmocnina střední kvadratické chyby (RMSE) a střední absolutní chyba (MAE).



Obr. 20 Výkonové frekvenční spektrum jednotlivých EKG svodů zaznamenaných v klidu, před CT vyšetřením



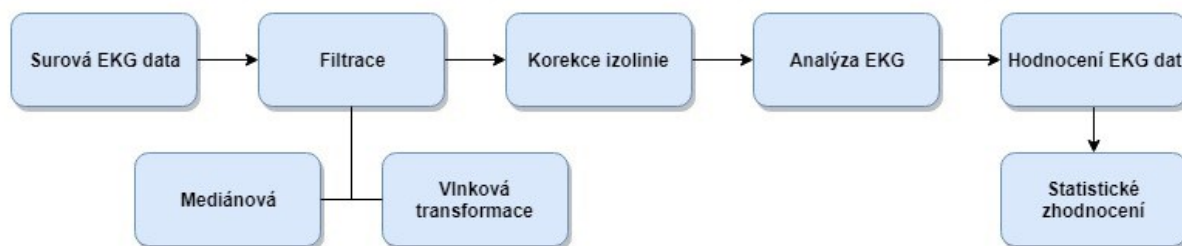
Obr. 21 Výkonové frekvenční spektrum jednotlivých EKG svodů zaznamenaných během CT vyšetření

4.3. Analýza EKG během MR vyšetření

Elektrokardiogramy pořízené v prostředí magnetického pole nemohou být považovány za spolehlivé indikátory zdravotního stavu pacienta, v důsledku deformace EKG křivky. Nejvýraznější artefakty vznikají při přepínání gradientních polí. Při použití vhodných metod filtrace mohou být artefakty vzniklé gradientními poli odstraněny s malými změnami hlavního trendu EKG signálu. Kromě vlivu měnících se magnetických polí působí na snímáný EKG signál vysoké statické magnetické pole MR skeneru. Pokud je EKG získáváno v magnetickém poli, je měření poškozeno rušením daného elektromagnetického pole, tudíž rušením vzniklým v důsledku magnetohydrodynamického efektu (MHD).

4.3.1. Popis a zpracování dat

K dispozici byly 12-svodové EKG signály. V praxi se při monitorování fyziologických funkcí, během magnetické rezonance ve většině případů využívá 3-svodové EKG. Proto byla práce zaměřena hlavně na analýzu svodů I, II a III. Filtrace signálů pásmovou propustí se jevila jako nedostatečná, hlavně v případě záznamů měřených během MR vyšetření. Pro další analýzu byly použity různé typy vlnkové transformace ve snaze získat signál s menším množstvím rušivých složek, ale neztratit důležité složky EKG křivky a nesnížit tím výpovědní hodnotu daného signálu. Ve snaze vyzkoušet mimo lineárních filtrů také nelineární, byla provedena filtrace mediánovým filtrem. Pro srovnání EKG signálů filtrovaných různými typy filtrů a signálu zaznamenaného před MR vyšetřením (referenčního signálu) byly vypočteny korelační koeficienty, střední kvadratické chyby (MSE), odmocniny středních kvadratických chyb (RMSE) a střední absolutní chyby (MAE) jednotlivých svodů. Referenčním signálem pro srovnání byl zvolen EKG záznam získaný před MR vyšetřením daných subjektů, tedy signál neovlivněný statickým magnetickým polem.

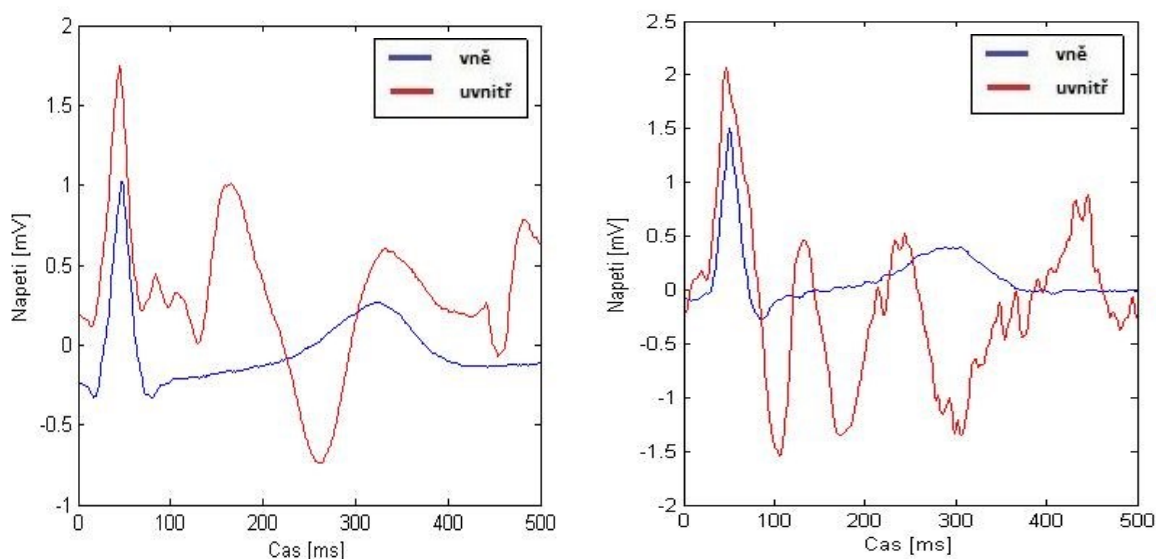


Obr. 22 Diagram zpracování EKG signálu

Magnetohydrodynamický efekt (MHD) je způsobený interakcí mezi tokem krve v cévách a statickým magnetickým polem B_0 , má za následek snížení rychlosti toku krve v cévách nacházejících se v místě působení magnetického pole. Tento efekt roste se zvyšujícím se průměrem cév a samozřejmě se zvyšující se intenzitou magnetického pole. Ionty obsažené v krvi jsou vystaveny působení sil statického magnetického pole. Tato magnetická síla je známá jako Lorentzova síla a závisí na rychlosti a orientaci toku krve \vec{v} v závislosti na orientaci pole \vec{B}_0 .

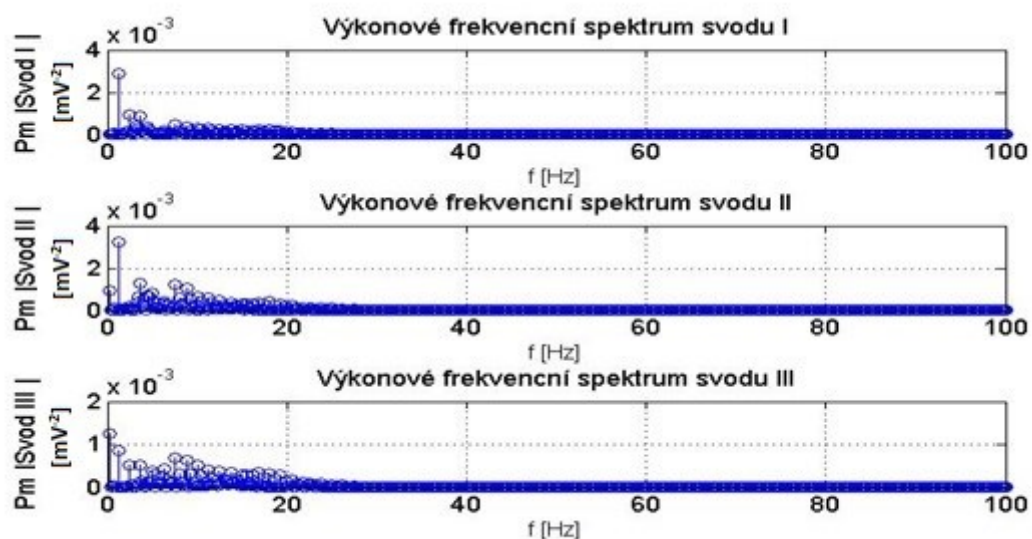
$$\vec{F} \propto (\vec{v} \times \vec{B}_0) \quad (25)$$

Interference mezi magnetickým polem a vodivou tekutinou vytváří napětí kolmé ke směru působení statického magnetického pole a směru toku tekutiny. Při měření uvnitř MR skeneru je MHD efekt zřetelný během dvou QRS komplexů, nejvíce během systolického plnění aorty, což způsobí silné zkreslení S-T segmentu. Mimo S-T úsek je deformovaná vlna T a P. Vzhledem k tomu, že vývoj čím dál více směřuje k vysokým hodnotám intenzity MR pole, je vliv na výsledný EKG záznam opravdu významný. Níže jsou uvedeny dva různé EKG signály získané vně a uvnitř 3T MR skeneru. (Obr. 23) Modrá křivka znázorňuje signál pořízený vně skeneru, červená křivka poté značí signál pořízený uvnitř statického magnetického pole B_0 . Tyto dvě křivky pochází ze stejného zdroje (subjektu), měly by se tedy shodovat. Diagnostická informace obsažená v EKG záznamu, v S-T segmentu a T vlně skrytá díky MHD efektu, který takto snižuje diagnostickou hodnotu EKG snímaného během MR skenování.



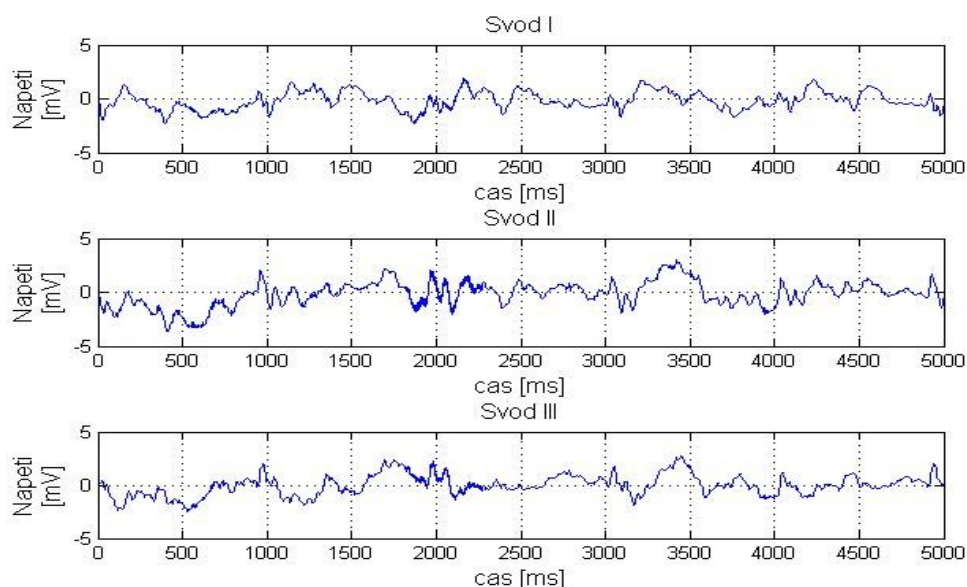
Obr. 23 Srovnání EKG křivek svodu II dvou různých subjektů, 3T01 (vlevo) a 3T02(vpravo). V grafu je zobrazen signál zaznamenaný vně (modrá) a uvnitř (červená) 3T MR skeneru. QRS komplexy jsou zarovnány na $t = 0s$. MHD efekt deformuje S-T segment a T vlnu.

Signál jednotlivých svodů EKG záznamu zkoumaných subjektů získaných po MR vyšetření měl ve většině případů ustálenou izolinii, byla použita filtrace a korekce izolinie popsána v dalších kapitolách. Jelikož na signály nepůsobí magnetické pole B_0 , je signál dobře čitelný i bez aplikace filtru. V případě subjektu 3T02 amplituda napětí ve II a III svodu přesahuje 1 mV. Signál svodu I obsahuje amplitudy v rozsahu od -0,8 mV do 0,75 mV. Svody II a III dosahují napětí větší než 1,2 mV. Na Obr. 24 jsou zobrazeny výkonová frekvenční spektra jednotlivých svodů.

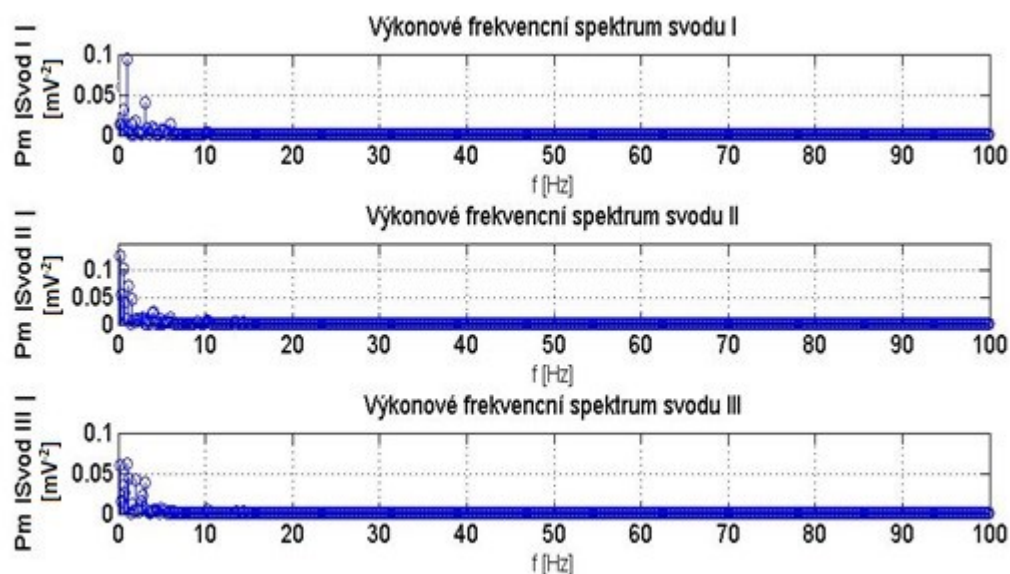


Obr. 24 Výkonové frekvenční spektrum jednotlivých EKG svodů subjektu 3T02 zaznamenaných před MR vyšetřením

Níže je zobrazen signál pořízený během MR vyšetření při intenzitě statického magnetického pole 3T. Ve všech třech svodech je patrná indukce nežádoucích signálů, které znehodnocují základní užitečný signál. Frekvence rušivých signálů se nalézají příliš blízko frekvencím užitečného signálu, proto není možné je odstranit. V signálu pozorujeme významné rušení, vlny a kmity jsou těžce rozeznatelné, hlavní trend signálu je skryt. Rušení je viditelné také při srovnání výkonových frekvenčních spekter signálů během působení magnetického pole a před MR vyšetřením, kdy na signál nepůsobí B_0 . Výkon frekvenční složky rušivého signálu převyšuje až 25x výkon užitečných složek signálu, což dokazuje markantní podíl rušivé složky ve všech třech svodech.



Obr. 25 Třísvodový EKG záznam subjektu 3T02 naměřený při intenzitě magnetického pole B_0 3T.



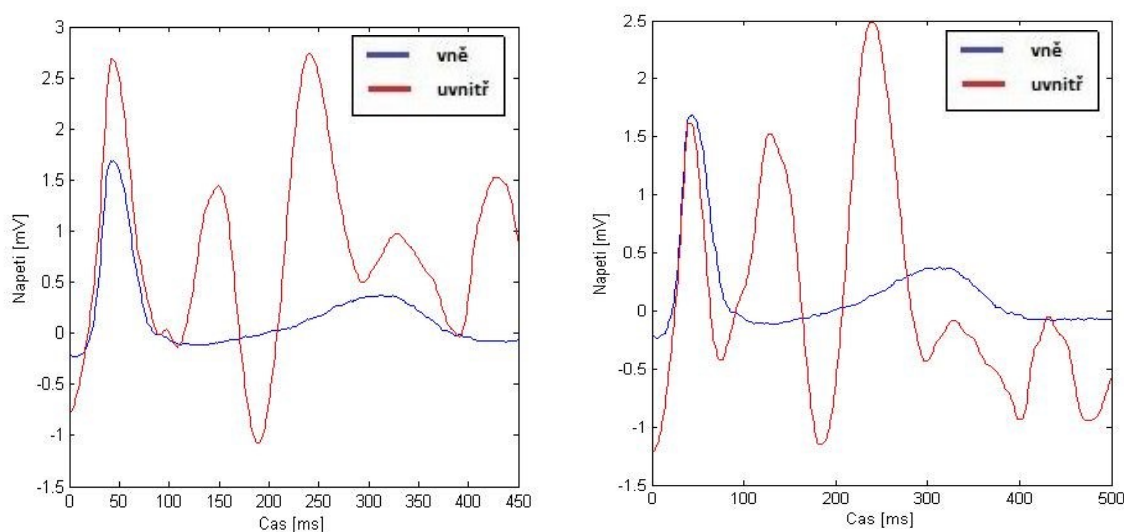
Obr. 26 Výkonové frekvenční spektrum jednotlivých EKG svodů subjektu 3T02 zaznamenaných při intenzitě magnetického pole 3T.

4.3.2. Mediánová filtrace

V jednodimenzionální podobě se mediánový filtr skládá z posuvného okna, které tvoří lichý počet vzorků. Medián ξ je vybraný prvek ze souboru vzestupně uspořádaných hodnot, při lichém počtu prvků je to prvek $\xi = p_{n+1/2}$. Tedy prostřední hodnota prvků uspořádaných od minima po maximum.

Při filtrování EKG signálu mediánovým filtrem byly experimentálně vyzkoušeny různé délky okna, kdy velikosti okna byly nastaveny od 2 do 250 vzorků. Při nastavené délce okna 25 vzorků byl výsledný filtrovaný signál zkreslený, významné kmity již nebyly ostré. Při délce okna větší než 50 vzorků nastala deformace signálu v takovém rozsahu, že jej již nebylo možné hodnotit. Vhodné nastavení délky okna pro zpracováváné signály byla 15 vzorků. Ze signálu byly odstraněny rušivé složky, signál byl vyhlazen, snížila se maximální amplituda signálu. Korelační koeficient mezi původním nefiltrovaným signálem a filtrovaným signálem dosahuje ve všech třech svodech hodnot vyšších než 99,98%.

Na Obr. 27 vlevo jsou křivky snímané uvnitř a vně MR skeneru, byla zde viditelná odlišnost signálu, ikdyž se jednalo o EKG signály jednoho subjektu. Vpravo jsou zobrazeny signály, kde křivka znázorňující signál získaný uvnitř MR skeneru (červená křivka) prošla mediánovou filtrací. Je zde zřetelný pokles amplitudy vrcholu R.



Obr. 27 Srovnání EKG křivek svodu II subjektu 3T03 před a po aplikaci mediánového filtru. V obou grafech je zobrazen nefiltrovaný EKG signál zaznamenaný vně MR přístroje (modrá křivka). Který je srovnán se signálem získaným uvnitř MR skeneru (červená křivka). Vlevo nativní EKG signál, vpravo signál po aplikaci mediánového filtru. QRS komplexy jsou zarovnány na $t = 0s$.

4.3.3. Filtrace vlnkovou transformací

K filtraci EKG signálů se často používá právě vlnková transformace. Výběr vhodného filtru a následnou filtraci jsem provedla pomocí knihovny Wavelet Toolbox, která je podstatnou částí programu MATLAB. Tento toolbox umožňuje provést výpočetní metody odvození typu a úrovně vlnky.

Výběr vlnky byl proveden experimentální cestou, kdy snahou bylo přiřadit k analyzovanému signálu správnou vlnku. Byly vyzkoušeny různé typy mateřských vlnek společně s úrovněmi rozkladu. S ohledem na deformaci signálu a ztrátu energie způsobené filtrací byly vybrány mateřské vlnky z těchto rodin waveletů Biorthogonal (bior), Daubechies (db), Reverse Biorthogonal (rbio). V průběhu analyzování signálu bylo zjištěno, že v důsledku vysoké různorodosti signálu daných subjektů nejsou pro některé analyzované signály vhodné stupně rozkladu, které vykazují dobré výsledky u signálů jiných subjektů. U takovýchto subjektů byla provedena také filtrace s odlišnou hodnotou stupně rozkladu (Hodnoty jsou uvedené v Tab. 4 v závorkách.).

Dalším důležitým parametrem nastavení filtrace byla korekce koeficientů transformace. Většina publikovaných studií doporučuje prahování s využitím měkkého (soft) prahu. U měkkého prahování se koeficienty menší než práh λ nahradí nulami a ostatní koeficienty se posunou o velikost prahu směrem k nule. V porovnání s tvrdým prahováním nezpůsobuje měkké prahování nespojitosti ve výsledném zrekonstruovaném signálu. Nevýhodou tohoto typu prahování zůstává snížení extrémů kmitů v komplexech QRS. Dalším kritériem byla volba vhodného prahu. Snahou bylo zvolit hodnotu prahu tak, aby bylo zaručeno, že dojde k minimálním nežádoucím efektům. Jelikož při odstraňování šumu docházelo nevyhnutelně k chybám, kdy byly ztraceny složky užitečného signálu nebo ponechány složky

obsahující šum, které zkreslují signál. Byl vybrán univerzální práh, který je založený na dostatečné hladkosti signálu, závisí na množství vstupních dat N a rozptylu šumu σ . Vzorec pro výpočet prahu λ :

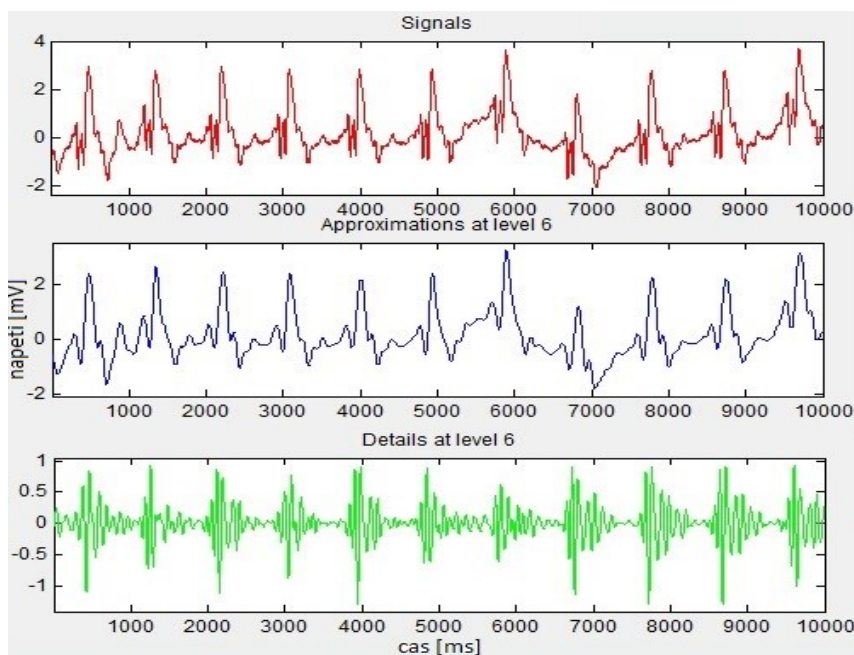
$$\lambda = \sqrt{2 \log N \sigma} \quad (26)$$

Výsledky použití univerzálního prahování byly obdobné jako při použití minimax prahování, jelikož tyto dvě metody jsou si velice blízké. Ze vzorce vyplývá, že práh roste s počtem vzorků signálu. V našem případě byla úroveň rušení vyšší, proto jsou vyšší také prahové hodnoty. Při nižších hodnotách byl EKG signál nedostatečně vyhlazen.

Tab. 4 Použité mateřské vlnky se stupni rozkladu

vlnka	úroveň
db 4	4
db 10	4 (6)
bior 3.3	4
bior 5.5	4
rbio 1.5	4 (5)
rbio 6.8	5

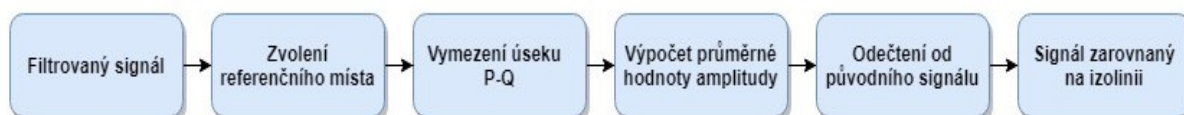
Během filtrace dochází k odstranění rušivých složek signálu, křivka se stává přehlednější. V důsledku dekompozice dochází ke snížení původní energie signálu. Ve většině případů docházelo k poklesu energie signálu jen o 1-2%. U některých subjektů jako např. u subjektu 3T05, kdy se jevílo vhodnější nastavení filtru db10 úrovně 6, došlo k poklesu energie III svodu na 88,9%. Pokud nebyl pokles energie větší než 25% původní hodnoty, nedocházelo k významnému zkreslení signálů.



Obr. 28 III. svod subjektu 3T05 filtrován db10 úroveň 6. Sestupně zobrazena původní křivka, aproximační koeficienty, detailní koeficienty 6. úrovně dekompozice.

4.3.4. Korekce izolinie

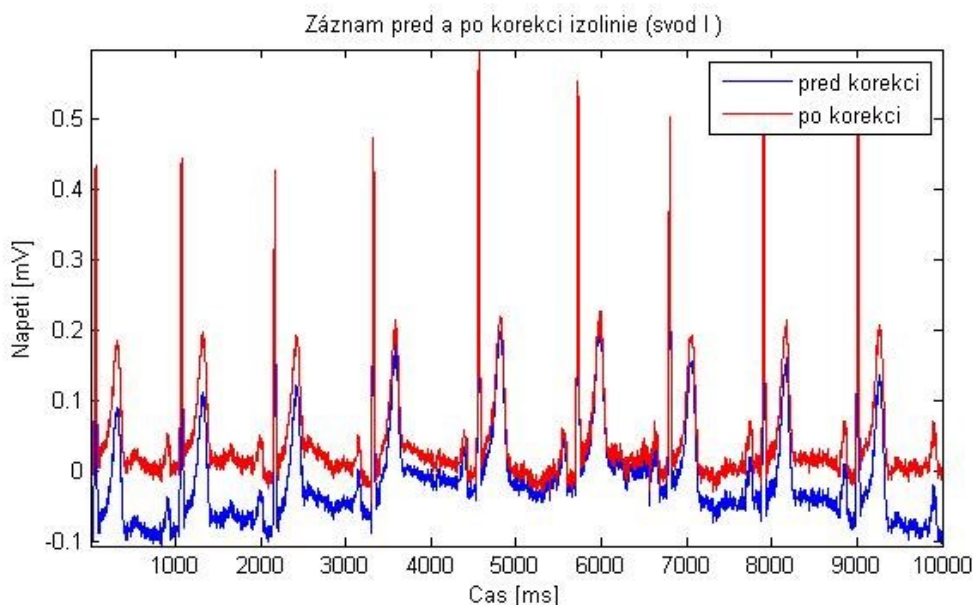
V důsledku rušení dochází ke kolísání izoelektrické linie (drift), toto kolísání může být způsobeno dýcháním, či pomalými pohyby pacienta. K odstranění rušivých složek signálu a zarovnání křivky na izolinii byla na EKG svodech provedena Fourierova transformace a aplikován filtr typu pásmová zádrž. Byl použit FIR filtr (finite impulse response) s konečnou impulzní odezvou, jedná se o typ filtru s lineární fázovou charakteristikou, fázové zpoždění je tedy konstantní, tudíž časové poměry signálu zůstanou nezměněny. Dolní mez filtru byla nastavena na 0 Hz a hodnota horní meze byla poté 25 Hz. Tímto filtrem byly vynulovány spektrální čáry vyskytující se mimo oblast zájmu. Následně byla provedena korekce izolinie, jejíž průběh popisuje níže uvedený diagram.



Obr. 29 Algoritmus korekce izolinie

Místo, ve kterém se izolinie stanovuje, nazýváme tzv. referenčním místem a nachází se v úseku PQ. Tento úsek byl nalezen díky známé poloze R kmitu, od které bylo odečteno 50 vzorků, tím byl získán bod, kterým byla vedena vertikální přímka. Kolem této přímky byla vymezena oblast odpovídající úseku PQ, ve které byla vypočtena průměrná hodnota amplitudy. Výsledná hodnota byla poté odečtena od signálu.

Signál po korekci by měl sledovat izolinii jako je tomu na Obr. 29, kde korigovaný signál značí červená křivka. Signál by již neměl klesat pod izolinii, ale ani naopak stoupat nad ni. Signály ovlivněné magnetickým polem skeneru se vzdalují od izolinie i po její korekci z důvodu různorodosti amplitud v PQ úsecích.



Obr. 30 Korekce izoelektrické linie

5. Analýza vlivu zobrazovacích technik na záznamy a kvalitu VKG

Pokud jsou již EKG signály vyfiltrované a prošly korekcí izoliny, lze pokračovat v jejich dalším zpracování. Tento průběh je naznačen na diagramu níže, kdy první tři kroky již byly provedeny a jsou popsány v předešlé kapitole. V této kapitole bude popsána detekce vrcholu R, díky které lze extrahovat QRS komplex a následně vypočítat průměrný QRS komplex několika srdečních cyklů. Takto získanou křivku je možné transformovat na VKG signál pomocí dvou vybraných transformačních metod.

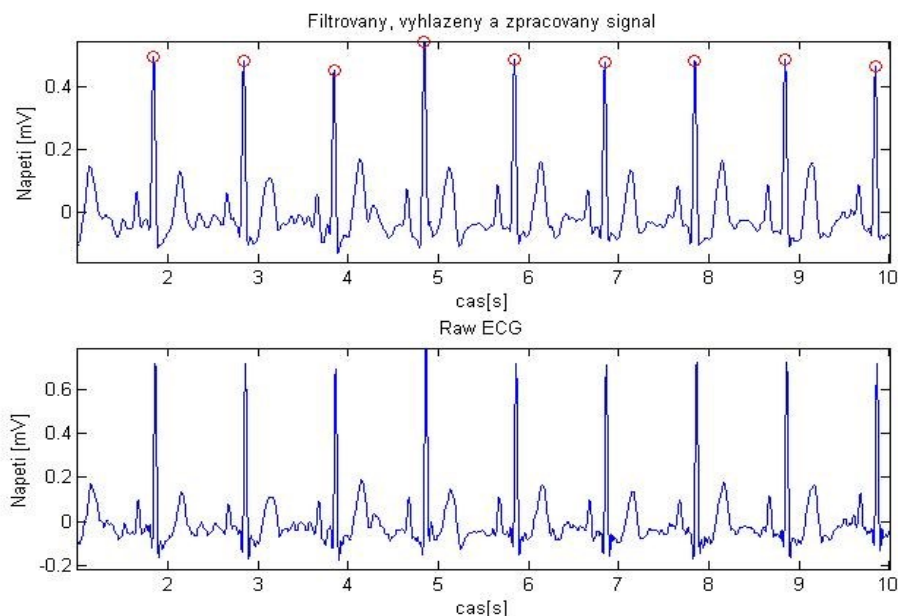


Obr. 31 Algoritmus zpracování VKG signálu

5.1. Detekce R kmitů

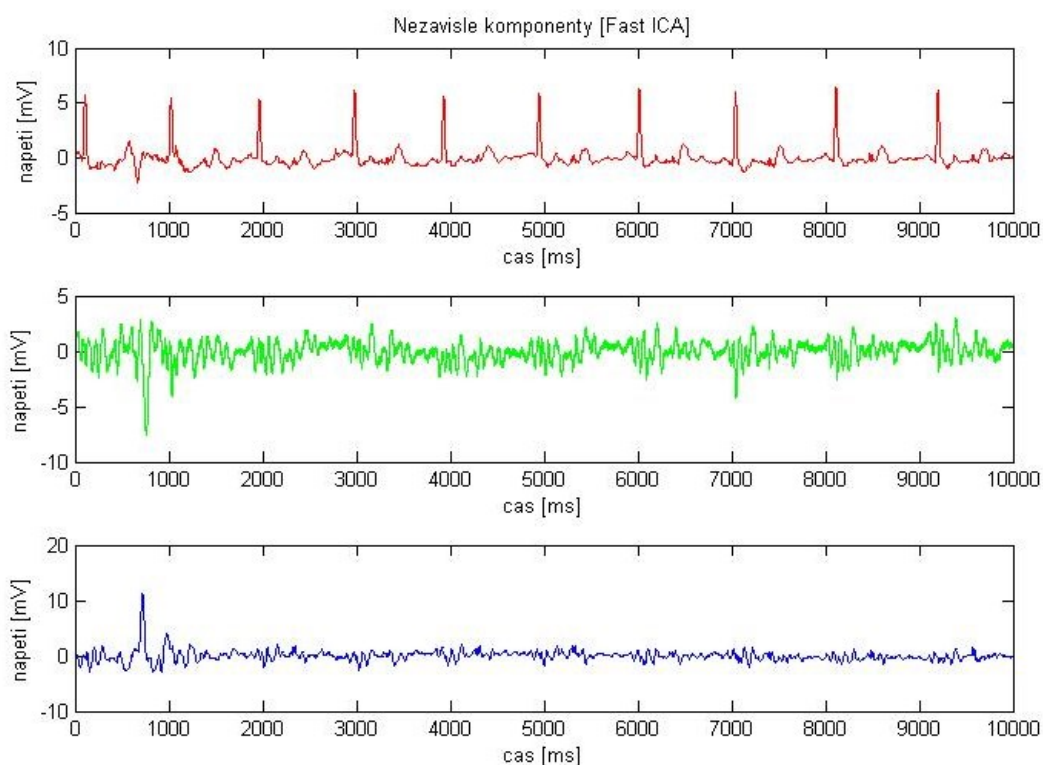
Detekce R-peaků je dalším krokem k následnému zpracování a získání informací o signálu. K tomuto účelu byla použita WT (vlnková transformace), kvůli své schopnosti přesně rozpoznat lokalizace jednotlivých segmentů. Vstupní signál obsahuje QRS komplex, jehož frekvence se nacházejí v intervalu od 5 Hz do 15 Hz. Upravený signál byl transformován pomocí vlnky bior1.5 s úrovní rozkladu, jenž je nastavena následně. Vlnka transformuje extrémy zpracovávaného signálu na průchody nulou a inflexní body převádí na extrémy. Lokální maximum křivky je možné stanovit ve stejném časovém okamžiku, ve kterém křivka prochází nulovou hodnotou. Průchod nulou pod vrcholem R kmitu však není jediný průchod nulou v dané oblasti. Detektor R, detekuje průchody nulou, těch může být několik a není tedy jasné který z nich je hledaný vrchol R. Signál je rozdělen na úseky a vrchol s maximální amplitudou je detekován v každém z těchto úseků. Nalezení maximální hodnoty amplitudy je provedeno na základě stanovení prahové hodnoty. K jejímu nastavení je potřeba vypočítat odhad tepové frekvence. Je zvoleno okno šířky 100 ms a krok 50 ms, pro každý krok je vypočítána směrodatná odchylka signálu. Vznikne křivka, která z R kmitů vytvoří výrazné špičky. Prahová hodnota se umístí do 75% maximální amplitudy špiček. Podle počtu zaznamenaných R vrcholů je vypočtena tepová frekvence, podle níž je stanovena mez. Hodnota meze je určena na základě odhadu tepové frekvence do čtyř úrovní. Při překročení hodnoty nastaveného prahu dochází k nalezení maximální amplitudy, jak kladné tak záporné. V případě některých subjektů bylo vhodné odstranění detekce prvního a posledního R kmitu z toho důvodu, že se v záznamu nenacházel celý QRS komplex.

Detekce R kmitů signálu získaného před CT vyšetřením byla provedena použitím detektoru, jenž je popsán výše. Pomocí algoritmu detekce byly určeny R kmity v celém průběhu EKG signálu. Detekce byla úspěšná díky dominantnosti R kmitu v celém průběhu signálu, vlna P ani T nepřesáhla maximální amplitudu vrcholu R. Amplituda filtrovaného signálu klesla o $\frac{1}{4}$ oproti původnímu signálu, jenž byl filtrován pásmovou propustí 1- 25 Hz. Ze signálu byly odstraněny rušivé složky, čímž se EKG křivka stala přehlednější, zejména v úseku mezi vlnou P a negativním kmitem Q a v úseku S-T.



Obr. 32 Filtrovaný EKG signál svodu I získaného během CT vyšetření s detekcí R kmitů (červená kolečka). EKG záznam svodu I získaného během CT vyšetření filtrovaný pásmovou propustí 1-25 Hz. (dole)

V případě signálů získaných během MR vyšetření nebyla detekce pomocí vlnkové transformace účinná. Křivky jsou velice různorodé, signály různých subjektů jsou deformované rušením indukovaným magnetickým polem. Deformace je viditelná v celém průběhu signálu, křivka nabývá velkého rozsahu amplitud, vzdaluje se od izolinie jak ke kladným tak k záporným hodnotám. Úsek mezi negativním kmitem S a vlnou T je elevován a vlna T u většiny svodů přesahuje maximální amplitudu R kmitu. Z toho důvodu byla detekce R, jak je popsána výše chybná a nebylo možné ji pro taková data použít. Proto byla provedena detekce trendu signálu pomocí analýzy nezávislých komponent.

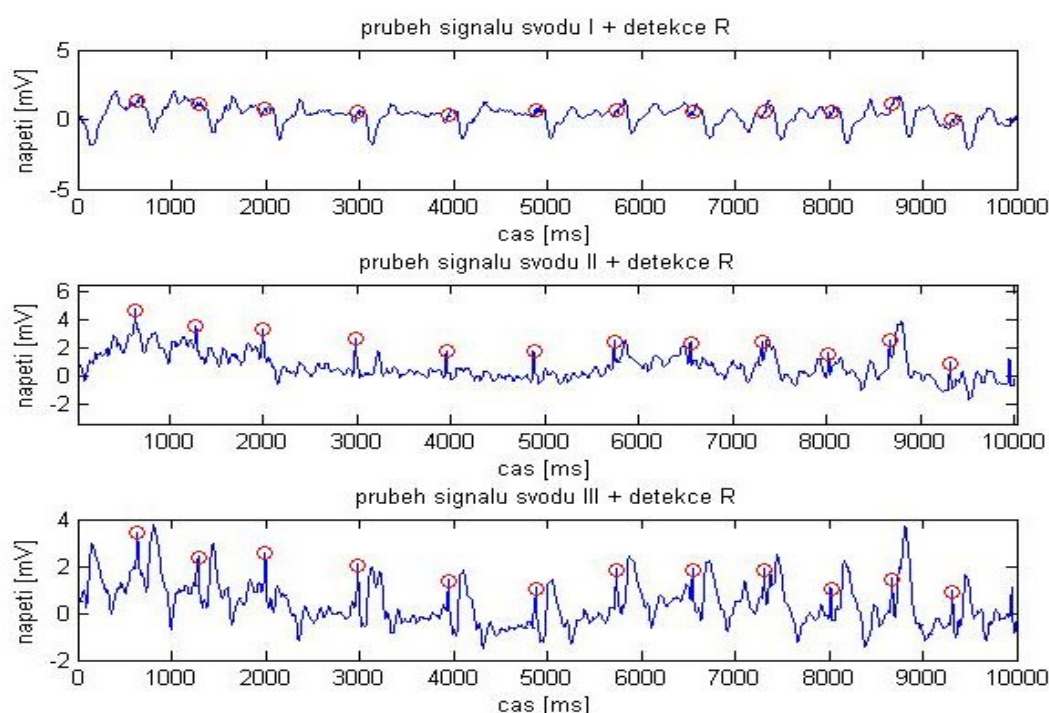


Obr. 33 Nezávislé komponenty subjektu 3T03 snímaného během MR, výstup z FastICA.
V prvním grafu se nachází komponenta vystihující trend EKG signálu.

EKG signál byl nejdříve vycentrován a vybělen, následná aplikace FastICA algoritmu umožnila nalezení hlavního trendu EKG signálu. K nalezení R kmitu byla vybrána komponenta, která se nejvíce podobala nativnímu EKG signálu, které není zatížené artefakty MHD efektu. Na vybranou komponentu byl aplikován detektor R kmitů, jenž je popsán výše. Prahová hodnota byla umístěna do oblasti 2/3 maximální amplitudy špiček. Podle počtu zaznamenaných R vrcholů byla vypočtena tepová frekvence, podle níž je stanovena mez. Hodnota meze byla určena na základě odhadu tepové frekvence do čtyř úrovní. V situacích, kdy byl menší rozdíl mezi maximální amplitudou R kmitu a maximální amplitudou vlny T původního EKG signálu, došlo k manuálnímu zvýšení prahu do oblasti 3/4 maximální hodnoty špiček. Což bylo nutné u 4 signálů ovlivněných magnetickým polem. Při překročení hodnoty nastaveného prahu docházelo k nalezení maximální amplitudy, jak kladné tak záporné. Byly získány informace o pozici vrcholu R. Lokalizace R kmitu nezávislé komponenty byla v čase shodná s umístěním vrcholu R v původním EKG signálu.

Na Obr. 33 lze vidět výstup algoritmu FastICA. Hledaná nezávislá komponenta je zobrazena v prvním grafu. Tato křivka nejvíce připomíná trend EKG signálu. Zbylé dvě komponenty odpovídají spíše rušení, jenž signál znehodnocuje.

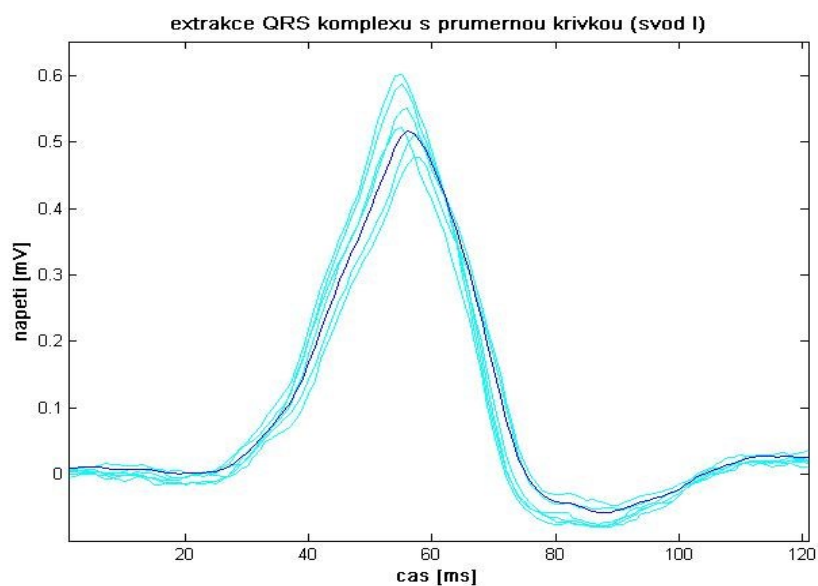
Na Obr. 34 je zobrazen signál naměřený během MR vyšetření s detekovanými R kmity (červená kolečka). Detekce byla provedena pomocí nalezení nezávislé komponenty sledující trend EKG signálu, na kterou byl aplikován detektor R kmitů.



Obr. 34 EKG svody subjektu 3T04 snímané během MR s detekcí kmitu R

5.2.Extrakce a průměrování QRS komplexů

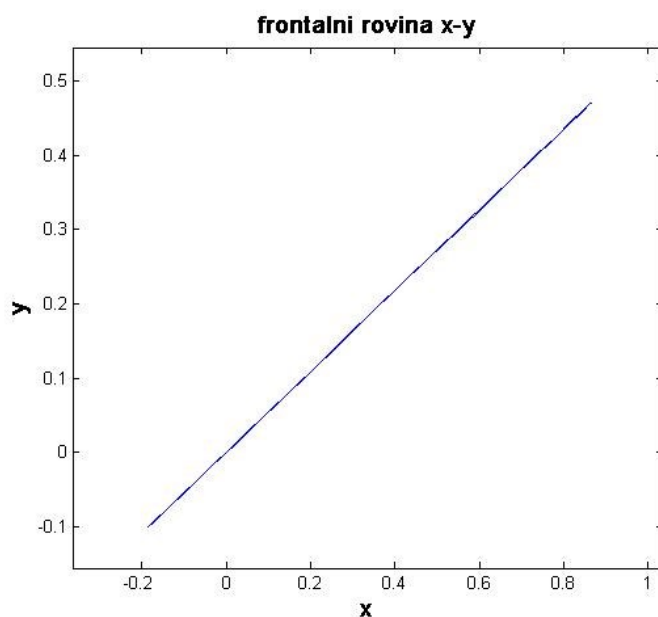
Při transformaci EKG signálu na VKG zobrazení se pro přehlednost soustředíme na určitou část křivky, v této práci je to QRS komplex. Oblastí zájmu je úsek zprava a zleva okolo R kmitu v šíři, kterou je možné manuálně měnit podle délky trvání QRS komplexů ve vybraném záznamu. Snahou je extrahovat cyklus tak, aby obsahoval úsek od počátku kmitu Q po konec kmitu S. Byly vymezeny oblasti kolem všech detekovaných R kmitů a synchronizovány podle vrcholu R, z nich byla následně vypočítána průměrná křivka QRS komplexu.



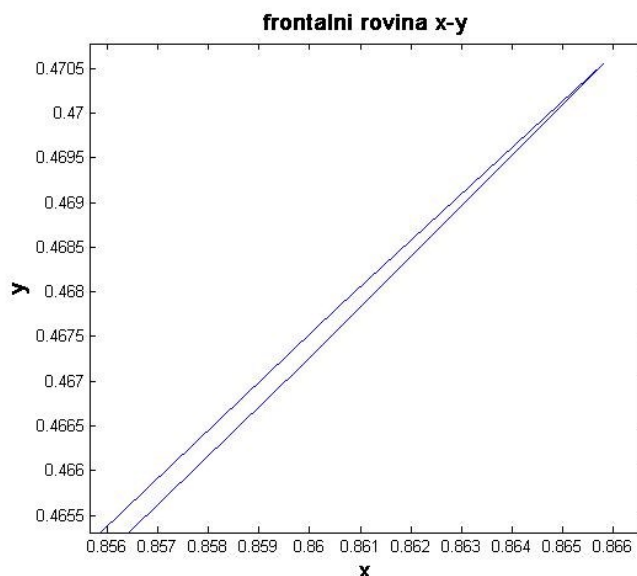
Obr. 35 Extrahované QRS komplexy jednotlivých cyklů (světle modrá) s jejich průměrnou křivkou (tmavě modrá)

5.3. Transformace na VKG zobrazení

Pro transformaci dat získaných před a během CT vyšetření bylo využito goniometrických funkcí. Tato metoda transformace byla prioritně použita při transformaci těchto dat, jelikož záznamy sestávaly ze tří svodového EKG. Byly vypočítány průměrné křivky pro první tři EKG svody tedy svody I, II a III. Křivky byly transformovány na svody X a Y, které odpovídají transformovaným Frankovým svodům. Pro transformaci byl využit vztah (15). Následně byla zobrazena VKG smyčka QRS komplexu ve frontální rovině.



Obr. 36 VKG smyčka během CT vyšetření ve frontální rovině. (Smyčka z 12 srdečních cyklů, transformovaných pomocí goniometrických funkcí.)



Obr. 37 Zoom na horní část VKG smyčky obrázku 36.

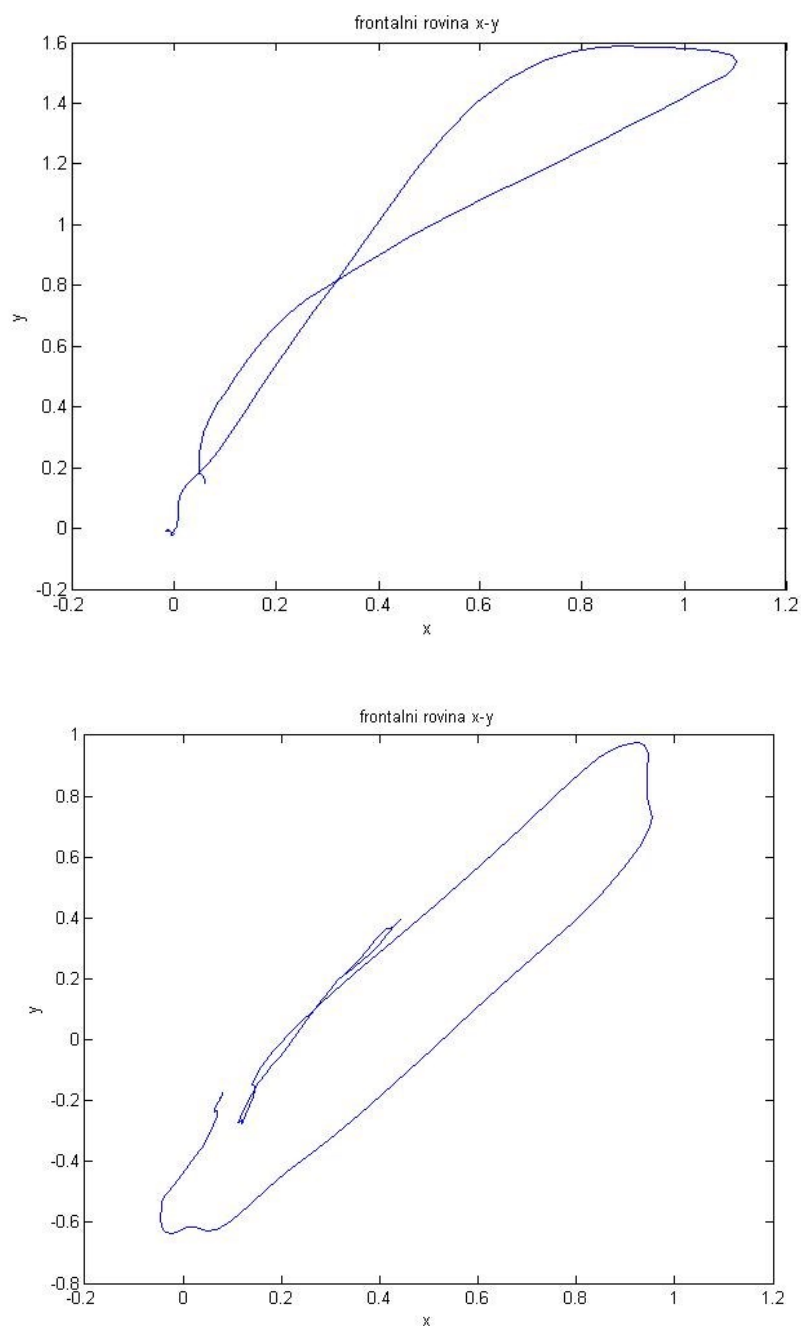
VKG smyčky signálů pocházejících z měření před a během CT skenování při zobrazení ve frontální rovině připomínají přímku. Což lze pozorovat na Obr. 36, kde je vykreslena křivka signálu získaného během CT skenování. Při detailnějším zobrazení je viditelné, že se jedná o velice úzkou smyčku. Na Obr. 37 je zobrazen detailní pohled na část křivky odpovídající R kmitu.

Z měření před a během MR vyšetření byly k dispozici záznamy 12-ti svodového EKG. Další transformační metodou byla zvolena Korsova regresní metoda. Byla vybrána tato metoda, jelikož předešlé studie srovnávající Korsovu regresní s kvazi ortogonální a inverzní Dowerovou metodou, ukazují nejvyšší shodnost mezi Korsovou regresní metodou a Frankovým systémem. [18] Jedná se o transformaci šesti hrudních svodů spolu se svody I a II na tři vektorkardiografické svody X, Y a Z. Těchto osm zmíněných EKG svodů vykazuje lineární nezávislost. Transformace je založená na násobení matic dle vztahu:

$$V = M \cdot E \quad (27)$$

Kde V je matice výsledného VKG, jenž obsahuje 3 řádky odpovídající svodům X, Y a Z. E je matice, jejíž řádky znázorňují EKG svody a matice M je matice, která obsahuje rekonstrukční koeficienty Korsovy regresní metody. Výsledkem jsou tedy 3 svody, které odpovídají Frankovým svodům, které je možno současně zobrazit a vytvořit tak vektorkardiogram. K zobrazení VKG ve frontální rovině využijeme svody X a Y.

Na Obr.38 jsou zobrazeny VKG křivky ve frontální rovině. Křivky vznikly transformací EKG signálů Korsovou regresní metodou. Nahoře je zobrazena křivka signálu získaného před MR, spodní graf zobrazuje křivku signálu naměřeného uvnitř statického magnetického pole skeneru.



Obr. 38 VKG smyčky ve frontální rovině. Nahoře smyčka před MR vyšetřením, dole smyčka během MR vyšetření. (Smyčky z 12 srdečních cyklů, transformovaných Korsovou regresní metodou.)

5.4. Příznaky VKG

Parametry, které lze určit na VKG křivkách se nazývají příznaky, popisují smyčky a umožňují jejich hodnocení. Vybranými znaky byly průměrný vektor křivosti, maximální velikost vektoru QRS smyčky, maximální vzdálenost QRS smyčky a jejího těžiště a obvod QRS smyčky. Prostřednictvím těchto příznaků byl hodnocen vliv zobrazovacích metod na VKG.

5.4.1. Křivost křivky

Křivost udává výchylku od přímého směru. Předpokládáme, že přímka je křivka s nejmenší křivostí. Výchylka od přímého směru se snadno znázorní pomocí tečen a úhlů, které svírají. Tečny přímky splývají s přímkou, avšak zakřivením této křivky se úhel mezi nimi zvětšuje. Cílem bylo zjistit křivost v konkrétním bodě, zvoleny byly tedy další dva sousední body a oblouk křivky nahrazen obloukem kružnice. Velikost poloměru této kružnice je závislá na křivosti v bodě, jeho vlastností je, že má stejný směr jako normála křivky v bodě. Vztah mezi poloměrem a křivostí vychází z nepřímé úměrnosti.

$$K = \frac{1}{R_i} \quad (28)$$

Kde K je vektor křivosti a R_i poloměr kružnice.

Výsledná křivost může vyjít s kladným tak se záporným znaménkem. Tato vlastnost závisí na tom, zda je křivka konvexní či konkávní (vypouklá či vydutá).

Předpokladem je, že křivka je dána souřadnicemi x , y a z tedy $P_i = [x_i, y_i, z_i]$. Body P jsou uspořádány tak, že odpovídají pohybu po křivce. Vzniklá kružnice prochází vrcholy trojúhelníku tvořenými sousedními body P_{i-1} , P_i a P_{i+1} a nazývá se kružnice opsaná. Kde M_i značí střed a R_i poloměr kružnice, výsledný vektor křivosti K .

Nalezení středu kružnice pomocí tří vrcholů trojúhelníku A , B a C . Tyto body definují rovinu, ve které se nachází trojúhelník. Střed kružnice M má stejnou vzdálenost od všech vrcholů trojúhelníku a nachází se na průsečíku normál stran AC a AB . Mezi těmito stranami se nachází úhel α , b a c , označují délky těchto dvou stran. Normála D se rovná dvojnásobku plochy trojúhelníku.

$$\|D\| = bc \sin(\alpha) \quad (29)$$

Křížový produkt $E = D \times (B - A)$ je normálou k D a nachází se tedy v ploše trojúhelníku. Jeho normálou je:

$$\|E\| = bc^2 \sin(\alpha) \quad (30)$$

Platí to také pro bod $F = D \times (C - A)$, jehož normála je vypočtena takto:

$$\|F\| = b^2 c \sin(\alpha) \quad (31)$$

Snahou je zjistit parametr G , který závisí pouze na vzdálenostech mezi vrcholy A , B a C a nikoli na absolutní pozici nebo orientaci

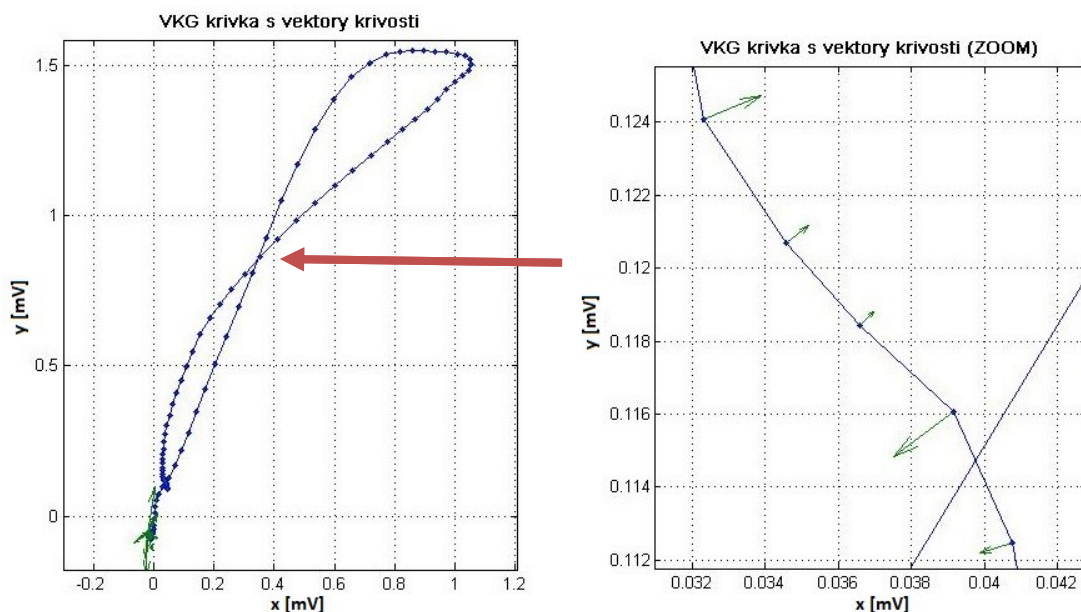
$$G = \frac{b^2 E c^2 F}{2 \|D\|^2} \quad (32)$$

Normála parametru G se rovná poloměru kružnice.

$$R = \|G\| \quad (33)$$

Poloměr kružnice dosadíme do rovnice (16) a získáme tak díky nepřímé úměrnosti vektor křivosti pro každý bod VKG křivky.

[21]



Obr. 39 VKG křivka ve frontální rovině s jejími vektory křivosti vlevo, přiblížení střední části křivky (vpravo).

Na Obr. 39 lze vidět VKG křivku zobrazenou ve frontální rovině společně s vypočtenými vektory křivosti, vektory křivosti na obrázku vlevo nejsou viditelné, pro jejich zviditelnění bylo potřeba křivku přiblížit. V pravém grafu jsou již vektory křivosti bodů QRS smyčky viditelné.

5.4.2. Maximální velikost vektoru QRS smyčky

Srdeční vektor dosahuje největší velikosti při depolarizaci komor. Z velikostí R kmitu v jednotlivých svodech X, Y, Z průměrného QRS komplexu, byl vypočten modul velikosti vektoru (VV). Výsledný vektor poté nabývá hodnot v jednotkách mV. Výpočet byl proveden podle vzorce:

$$|VV| = \sqrt{X_R^2 + Y_R^2 + Z_R^2} \quad (34)$$

kde X_R , Y_R , Z_R jsou velikosti kmitu R.

[7] [8]

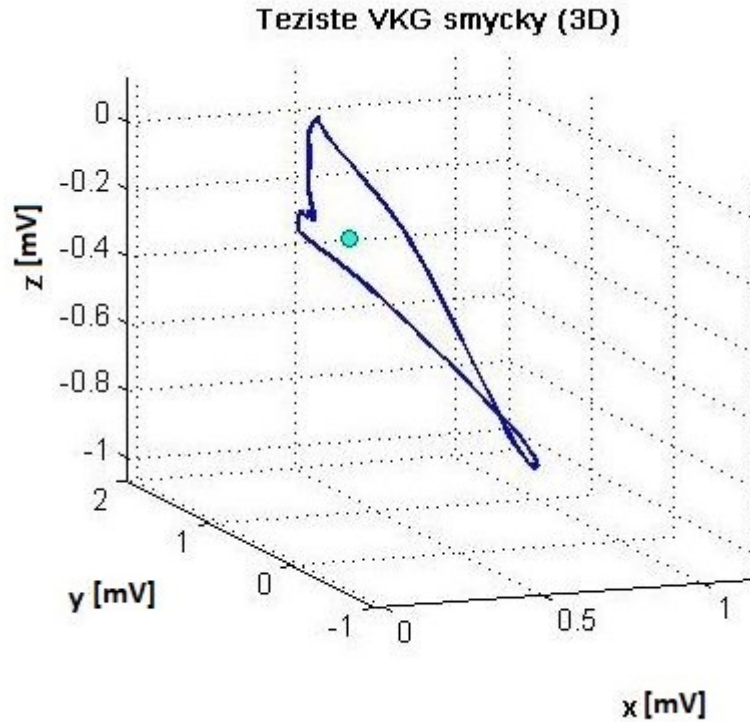
5.4.3. Maximální vzdálenost QRS smyčky a jejího těžiště

Těžiště QRS komplexu je určeno souřadnicemi X_T , Y_T , Z_T . Souřadnice byly vypočteny jako průměry jednotlivých svodů X, Y a Z. Od těžiště byla poté pomocí cyklu určena euklidovská vzdálenost E_d ke každému bodu smyčky QRS komplexu. Ve vypočtených hodnotách byla nalezena maximální hodnota, která odpovídá maximální vzdálenosti těžiště.

$$E_d = \sqrt{(X_T - X_j)^2 + (Y_T - Y_j)^2 + (Z_T - Z_j)^2} \quad (35)$$

kde X_j , Y_j , Z_j jsou body QRS smyčky ve zvolených svodech. Maximální vzdálenost mezi těžištěm a QRS smyčkou byla označena jako VT, a nabývá hodnot v jednotkách mV.

[7]



Obr. 40 VKG smyčka ve 3D prostoru se svým těžištěm

5.4.4. Obvod QRS smyčky

Obvod QRS smyčky byl určen celkovou délkou smyčky, jenž byla promítnuta do optimální roviny. Promítnutí smyčky do optimální roviny bylo provedeno pomocí analýzy hlavních komponent. Jedná se o statistickou metodu, která snižuje počet proměnných a transformuje proměnné, které spolu vzájemně souvisí na nové proměnné. Při analýze hlavních komponent dochází k minimální ztrátě informací, vzniklé komponenty jsou nekorelované. První hlavní komponenta popisuje největší část rozptylu původních dat. Druhá komponenta obsahuje další část rozptylu, která nebyla obsažena v první komponentě. Komponenty jsou vzájemně kolmé, jejich promítnutím do 2D optimální roviny došlo k vytvoření nového souřadnicového systému, jehož osy tvoří dvě hlavní komponenty.

PCA byla vypočtena pomocí singulárního rozkladu, ten je definován součinem tří matic.

$$X = U\Sigma V^T \quad (36)$$

kde U je matice $N \times N$ a V je matice $M \times M$ singulárních vektorů, Σ je nezáporná diagonální matice $N \times M$ obsahující singulární hodnoty $\sigma_1, \dots, \sigma_N$ pro které platí, že $N < M$. K získání singulárních bodů byla použita funkce svd a poté byly násobeny matice U a Σ , a získány komponenty.

Obvod křivky lze získat výpočtem rovnice:

$$L = \int \sqrt{x'(t)^2 + y'(t)^2} dt , \quad (37)$$

kde x je první hlavní komponenta, y je druhá hlavní komponenta.

K výpočtu byla použita funkce `diff` pro výpočet derivace, následně funkce `hypot`, jenž určí druhou mocninu ze součtů čtverců, funkcí `trapez` poté dostaneme výsledek integrálu.

[10]

6. Zpracování a statistické vyhodnocení měřených dat

Prvním předpokladem bylo, že záznamy získané před a během CT vyšetření nebudou vykazovat žádné větší difference. Toto tvrzení bylo potvrzeno. Dalším předpokladem bylo, že záznamy pořízené před a během MR se od sebe budou lišit. Tuto hypotézu podporovaly výsledky provedených testů. Pro hodnocení odlišností EKG dat a transformovaných vektorkardiografických dat získaných v různých podmínkách bylo zvoleno několik ukazatelů. Korelační koeficient, střední kvadratická chyba, odmocnina střední kvadratické chyby, střední absolutní chyba a u vektorkardiografických dat byly vypočteny příznaky a to křivost smyčky, maximální velikost vektoru QRS smyčky, maximální vzdálenost QRS smyčky od jejího těžiště a obvod smyčky. Tímto byla zhodnocena morfologie VKG křivek.

Prvním krokem v hodnocení odlišností mezi signály bylo standardizované uspořádání záznamů jednotlivých subjektů. V rámci standardizace dat je nutné zajistit, aby data byly nahrány za shodných podmínek. Fyziologické aspekty jako jsou velikost hrudníku, rychlost srdeční akce nebo dýchání, zvláště tyto podmínky již není možné ovlivnit. Při zpracování a hodnocení EKG signálů byl manuálně vybrán vzorek 10 sekund u každého ze subjektů, jenž obsahoval nejméně artefaktů. Na něm byla poté provedena potřebná analýza. V případě transformovaných VKG signálů byla pozornost věnována zvláště QRS komplexům.

Na základě výpočtů příznaků VKG smyček byly stanoveny hypotézy. Data byla zpracována ve statistickém softwaru MedCalc. U všech testů byla stanovena hladina významnosti $\alpha = 0,05$. Bylo zjišťováno, zda mají data získaná vně a uvnitř CT a MR shodné rozptyly, dále zda se hodnoty vypočtených VKG příznaků před a během CT či MR od sebe liší.

6.1. Zpracování výsledků VKG dat

Byly hodnoceny průměrné QRS komplexy v jednotlivých kanálech. Komplexy vznikly průměrováním 9 - 12 jednotlivých QRS komplexů v závislosti na frekvenci srdečního rytmu v daném záznamu. Ty byly poté transformovány na Frankovy vektorkardiografické svody Korsovou regresní metodou u MR záznamů a pomocí goniometrických funkcí u CT záznamů. Průměrné QRS komplexy se skládaly ze 121 vzorků, kde každému vzorku odpovídala 1 ms. Takto připravené komplexy každého ze subjektů byly následně porovnávány tak, že byl srovnán QRS komplex vně a uvnitř MR či CT.

Došlo k porovnání v rámci daného subjektu. Byl vypočten korelační koeficient, střední kvadratická chyba, odmocnina střední kvadratické chyby a střední absolutní chyba pro každý svod. Hodnoty byly vypočteny u všech subjektů, následně proběhlo stanovení průměrné hodnoty těchto parametrů.

Tab. 5 Statistické údaje vypočtené z transformovaných VKG svodů, záznamů naměřených před a během MR (průměrné hodnoty)

Svod	Korelační koeficient [%]	MSE [mV]	RMSE [mV]	MAE [mV]
X	72	0,1581	0,364	0,2958
Y	52,3	0,6347	0,6746	0,535
Z	64,7	0,1165	0,3245	0,2671

V tabulce 5 jsou uvedeny statistické údaje vypočtené z transformovaných VKG svodů, záznamů naměřených před a během MR vyšetření. Pro lepší názornost bylo rozhodnuto udávat hodnotu korelačního koeficientu v procentech. Korelační koeficient svodu X překračuje hodnotu 73% ve většině porovnávaných subjektů a v rámci vektorkardiografických svodů tak dosahuje nejvyšších hodnot. Prokázalo se, že svodem s nejmenší mírou závislosti byl svod Y, jehož průměrná míra závislosti činila 52,3%, rozptyl mezi minimální a maximální hodnotou koeficientu byl značný, minimální hodnota koeficientu byla pouhých 1,7% a maximální hodnota dosahovala 96%. Korelační koeficient svodu Z vykazoval převážně hodnoty nad 50%, ale objevily se zde i hodnoty blízké nule.

U VKG jsou znatelné výrazné difference mezi signály transformovanými z dat měřených vně a uvnitř MR přístroje. Střední kvadratická chyba porovnává dva signály na základě podobnosti. U vektorkardiografických svodů lze pro hodnocení využít chyby amplitudy záznamů. Nižší chyby se objevovaly u svodu Z, u kterého průměrná hodnota chyby byla 0,1165 mV. Nejhorší výsledky byly zaznamenány v porovnání signálů svodu Y, jenž vykazuje nejvyšší odlišnost ze všech svodů u všech analyzovaných subjektů. Maximální hodnota MSE tohoto svodu byla 2,3421 mV.

Průměrné absolutní chyby svodu X a Z jsou si velice podobné u všech subjektů, jejich hodnota je průměrně nižší než 0,55 mV. Odlišné jsou výsledky MAE svodu Y, kde této hodnoty dosahuje pouze jeden ze subjektů. Obdobné jsou výsledky RMSE, u kterých svod Y nabývá průměrné hodnoty 0,6746 mV a vykazuje tak největší průměrnou velikost chyby. Výsledné hodnoty MAE, RMSE všech tří vektorkardiografických svodů jsou vzdáleny od ideální nulové hodnoty, a ukazují tak na významnou chybu mezi daty naměřenými vně a uvnitř MR.

Tab. 6 Statistické údaje vypočtené z transformovaných VKG svodů, záznamů naměřených před a během CT (průměrné hodnoty)

Svod	Korelační koeficient [%]	MSE [mV]	RMSE [mV]	MAE [mV]
X	99,98	$3,7 \cdot 10^{-4}$	0,0191	0,0162
Y	99,97	$1,2 \cdot 10^{-4}$	0,011	0,0091

V tabulce 6 jsou uvedeny statistické údaje vypočtené z transformovaných VKG svodů, záznamů naměřených před a během CT vyšetření. Korelační koeficient obou svodů X i Y dosahoval hodnot blízkých jedné. Což značí, že transformované VKG křivky získané před a během CT vyšetření jsou

lineárně závislé. Svod X vykazoval vyšší hodnoty chyb než svod Y. Hodnoty MSE, MAE i RMSE se blížily k nule v obou svodech, což udává vysokou shodnost signálů.

6.1.1. Křivost VKG křivky

Jednotlivé VKG smyčky lze mezi sebou vzájemně porovnat. Bylo provedeno posouzení VKG křivky z morfologického hlediska, a to výpočtem průměrné křivosti průměrné VKG křivky.

Vektor křivosti byl vypočten pro všechny body VKG křivky. V mnoha bodech VKG křivky se opticky jeví, že se u něj žádný vektor nenalézá, protože míra křivosti je velice malá. Poté jsou místa se zvýšenou křivostí, které zvyšují průměrnou křivost. Aby bylo možné vektory nějakým způsobem kvantifikovat, byla vypočtena průměrná velikost všech vektorů křivosti pro každou smyčku.

Každá smyčka je charakterizována průměrným vektorem křivosti. Došlo k srovnání vektorů křivosti smyček transformovaného VKG vně (OUT) a uvnitř (IN) MR či CT přístroje.

Na základě porovnání vektorů křivosti u dat získaným před a během MR, byly výsledné hodnoty dosti odlišné, což indikuje výraznou diferenciaci. Nejmenší difference byla zaznamenána u subjektu 10, jehož rozdíl mezi vektory byl $0,2843 \text{ mV}^{-1}$ a naopak nejvyšší hodnota rozdílu mezi vektory byla $12,92 \text{ mV}^{-1}$ u subjektu 7. Průměrná difference se rovná $5,54 \text{ mV}^{-1}$.

Tab. 7 Vektory křivosti VKG smyček transformovaných z EKG záznamů získaných během a po MR

Subjekt	Vektor křivosti IN [mV^{-1}]	Vektor křivosti OUT [mV^{-1}]	Diference [mV^{-1}]
1	10,0878	13,3018	3,2140
2	0,4241	4,4679	4,0438
3	2,7260	2,2732	0,4528
4	10,0384	12,5544	2,5160
5	4,3639	14,9886	10,6246
6	0,9631	5,6003	4,6372
7	1,4490	14,3642	12,9152
8	1,2264	13,4915	12,2651
9	1,3546	6,7089	5,3543
10	1,2254	1,5098	0,2843

Vektor křivosti QRS smyček záznamů získaných před a během MR vyšetření nabývá různých hodnot. V 90% případů byl vektor křivosti OUT vyšší než IN. Vektory křivosti smyček IN (během MR) a OUT (před MR) vykazují průměrnou diferenciaci $5,54 \text{ mV}^{-1}$.

Neparametrický F-test:

H_0 : vektory křivosti mají shodné rozptyly

H_1 : vektory křivosti nemají shodné rozptyly

Výsledná hodnota $P = 0,29$.

Neparametrickým F-testem nebyla zamítnuta hypotéza o shodnosti rozptylů dat IN a OUT.

Parametrický t-test:

H_0 : střední hodnota rozdílu vektorů křivosti IN a OUT je rovna nule

H_1 : střední hodnota rozdílu vektorů křivosti IN a OUT není rovna nule

Výsledná hodnota $P = 0,0053$.

Na základě párového t-testu o rozdílu dvou závislých výběrů byla zamítnuta nulová hypotéza o shodnosti střední hodnoty rozdílu vektorů křivosti na hladině významnosti $\alpha = 0,05$. Dle Shapiro-Wilkova testu vyšla hodnota $P = 0,2174$, což znamená, že hodnoty rozdílů mají na hladině významnosti 0,05 normální rozložení.

Jelikož VKG smyčky transformované z dat získaných před a během CT vyšetření jsou morfologicky odlišné od dat získaných před a během MR, jsou odlišné také výsledné vektory křivosti. QRS komplex je velice úzký a protáhlý, vektory křivosti se v dílčích bodech křivky blíží nule, maximální hodnoty dosahuje v bodě, který odpovídá vrcholu kmitu R. Diferenciace mezi smyčkami není tak markantní, rozdíl vektorů křivosti dosahuje nejvýš $0,3863 \text{ mV}^{-1}$, což je 4x menší hodnota než průměrná velikost difference vektorů křivosti smyček získaných před a během MR.

Tab. 8 Vektory křivosti VKG smyček transformovaných z EKG záznamů získaných před a během CT

Subjekt	Vektor křivosti IN [mV^{-1}]	Vektor křivosti OUT [mV^{-1}]	Diference [mV^{-1}]
1	2,3739	2,7602	0,3863
2	2,0369	2,1810	0,1441

Průměrný vektor křivosti QRS smyček záznamů získaných před a během CT nabývá obdobných hodnot.

Neparametrický F-test:

H_0 : vektory křivosti mají shodné rozptyly

H_1 : vektory křivosti nemají shodné rozptyly

Výsledná hodnota $P = 0,671$.

Neparametrickým F-testem nebyla zamítnuta hypotéza o shodnosti rozptylů dat IN a OUT.

Parametrický t-test:

H_0 : střední hodnota rozdílu vektorů křivosti IN a OUT je rovna nule

H_1 : střední hodnota rozdílu vektorů křivosti IN a OUT není rovna nule

Výsledná hodnota $P = 0,2727$.

Na základě párového t-testu o rozdílu dvou závislých výběrů nezamítáme nulovou hypotézu o shodnosti střední hodnoty rozdílu vektorů křivosti na hladině významnosti $\alpha = 0,05$. Data podporují domněnku o tom, že zkoumaný faktor, rentgenové záření produkované při CT vyšetření nemá vliv na průměrný vektor křivosti QRS smyčky transformovaného VKG

6.1.2. Maximální velikost vektoru QRS smyčky

Výpočet maximální velikosti vektoru QRS smyčky byl proveden na základě vztahu (22). Dle studií by se rozsah výsledných hodnot u zdravých jedinců měl pohybovat v rozmezí od 0,97 do 2,13 mV. Výsledné hodnoty ve všech případech překračují hodnotu 1,1 mV. Nejvyšší velikosti vektoru bylo dosaženo u subjektu 2, kde se hodnota rovnala 2,9057 mV. Diference mezi signály získanými vně a uvnitř MR skeneru byly průměrně 0,15 mV.

Tab. 9 Maximální velikosti vektorů QRS smyček záznamů získaných před a během MR.

Subjekt	VV IN [mV]	VV OUT [mV]	Diference [mV]
1	1,586	1,4754	0,1107
2	2,9057	2,1378	0,7679
3	2,2433	1,9081	0,3352
4	1,5536	2,2882	0,7346
5	1,6682	1,4963	0,1719
6	2,0001	1,5241	0,476
7	1,5638	2,1199	0,5561
8	1,3449	1,8546	0,5097
9	1,1466	1,854	0,7075
10	1,393	2,2958	0,9028

Maximální velikost vektoru QRS smyčky záznamů před a během MR vyšetření nabývá různých hodnot. Maximální velikosti vektorů vykazují průměrnou diferenciaci 0,15 mV.

Neparametrický F-test:

H_0 : hodnoty VV mají shodné rozptyly

H_1 : hodnoty VV nemají shodné rozptyly

Výsledná hodnota $P = 0,16$.

Neparametrickým F-testem nebyla zamítnuta hypotéza o shodnosti rozptylů hodnot maximální velikosti vektorů IN a OUT.

Parametrický t-test:

H_0 : střední hodnota rozdílu VV, IN a OUT je rovna nule

H_1 : střední hodnota rozdílu VV, IN a OUT není rovna nule

Výsledná hodnota $P = 0,4294$.

Na základě párového t-testu o rozdílu dvou závislých výběrů nezamítáme nulovou hypotézu o shodnosti střední hodnoty rozdílu VV na hladině významnosti $\alpha = 0,05$. Dle Shapiro-Wilkova testu vyšla hodnota $P = 0,2824$, což znamená, že hodnoty rozdílů mají na hladině významnosti 0,05 normální rozložení. Data podporují domněnku o tom, že zkoumaný faktor, statické magnetické pole B_0 o intenzitě 3T nemá vliv na maximální velikost vektoru QRS smyčky transformovaného VKG.

6.1.3. Maximální vzdálenost QRS smyčky a jejího těžiště

Výpočet maximální vzdálenosti mezi QRS smyčkou a jejím těžištěm byl proveden na základě vztahu (23). Dle studií by se rozsah výsledných hodnot u zdravých jedinců měl pohybovat v rozmezí od 0,69 do 1,37 mV. Výsledky VT záznamů získaných uvnitř magnetického pole skeneru byly ve většině případů (7:3) vyšší než výsledné hodnoty VT záznamů naměřených vně statického magnetického pole skeneru. Nejvyšší hodnoty bylo dosaženo u subjektu 2, kde hodnota VT uvnitř skeneru byla 2,0984 mV, ve srovnání s VT vně přístroje byla difference 0,3062 mV.

Tab. 10 Maximální vzdálenosti QRS smyčky a jejího těžiště záznamů získaných před a během MR.

Subjekt	VT IN [mV]	VT OUT [mV]	Diference [mV]
1	1,3666	1,228	0,1386
2	2,0984	1,7922	0,3062
3	1,4203	1,3462	0,0741
4	1,6858	1,8948	0,209
5	1,4553	1,2579	0,1974
6	1,6747	1,2446	0,4301
7	1,2638	1,7714	0,5076
8	1,3396	1,3167	0,023
9	1,4186	1,3469	0,0716
10	1,6441	1,8609	0,2168

Maximální vzdálenost QRS smyčky od jejího těžiště signálů IN a OUT nabývá různých hodnot. V 70% případů byla VT vyšší u signálu IN, než OUT. Maximální vzdálenosti QRS smyčky a jejího těžiště vykazují průměrnou diferenciaci 0,03 mV.

Neparametrický F-test:

H_0 : hodnoty VT mají shodné rozptyly

H_1 : hodnoty VT nemají shodné rozptyly

Výsledná hodnota $P = 0,68$.

Neparametrickým F-testem nebyla zamítnuta hypotéza o shodnosti rozptylů dat IN a OUT.

Parametrický t-test:

H_0 : střední hodnota rozdílu VT, IN a OUT je rovna nule

H_1 : střední hodnota rozdílu VT, IN a OUT není rovna nule

Výsledná hodnota $P = 0,7329$.

Na základě párového t-testu o rozdílu dvou závislých výběrů nezamítáme nulovou hypotézu o shodnosti střední hodnoty rozdílu VT na hladině významnosti $\alpha = 0,05$. Dle Shapiro-Wilkova testu vyšla hodnota $P = 0,7684$, což znamená, že hodnoty rozdílu mají na hladině významnosti 0,05 normální rozložení. Data podporují domněnku o tom, že zkoumaný faktor, statické magnetické pole B_0 o intenzitě 3T nemá vliv na maximální vzdálenost QRS smyčky a jejího těžiště transformovaného VKG.

6.1.4. Obvod QRS smyčky

Výpočet obvodu QRS smyčky byl proveden na základě vztahu (25). Dle studií by se rozsah výsledných hodnot u zdravých jedinců měl pohybovat v rozmezí od 3,53 do 6,15 mV. Výsledné obvody QRS smyček signálů měřených vně skeneru ve všech případech odpovídaly rozsahu hodnot pro zdravé jedince. Obvod smyček signálů ovlivněných statickým polem B_0 byl ve většině případů vyšší než obvod signálů získaných mimo něj. Průměrný obvod IN dosahoval hodnoty 7,32 mV, a OUT 4,67 mV.

Tab. 11 Obvody QRS smyček záznamů získaných před a během MR.

Subjekt	L IN [mV]	L OUT [mV]	Diference [mV]
1	4,3268	3,8124	0,5144
2	8,4891	5,374	3,1152
3	6,4967	4,8626	1,634
4	5,1508	5,1836	0,0328
5	7,007	3,8675	3,1323
6	10,5055	3,8438	6,6617
7	7,5016	5,2286	2,273
8	5,8335	4,6865	1,147
9	8,8079	4,7456	4,0623
10	9,0839	5,1002	3,9837

Obvod QRS smyčky IN (během MR) a OUT (po MR) nabývá různých hodnot. V 90% případů byl obvod smyčky IN vyšší než OUT. Obvody smyček IN a OUT vykazují průměrnou diferenciaci 2,65 mV.

Neparametrický F-test:

H_0 : obvody QRS smyčky mají shodné rozptyly

H_1 : obvody QRS smyčky nemají shodné rozptyly

Výsledná hodnota $P = 0,002$.

Neparametrickým F-testem byla zamítnuta hypotéza o shodnosti rozptylů dat IN a OUT.

Parametrický t-test:

H_0 : střední hodnota rozdílu obvodů IN a OUT je rovna nule

H_1 : střední hodnota rozdílu obvodů IN a OUT není rovna nule

Výsledná hodnota $P = 0,0022$.

Na základě párového t-testu o rozdílu dvou závislých výběrů byla zamítnuta nulová hypotéza o shodnosti středních hodnot obvodů na hladině významnosti $\alpha = 0,05$. Dle Shapiro-Wilkova testu vyšla hodnota $P = 0,768$, což znamená, že hodnoty rozdílů mají na hladině významnosti 0,05 normální rozložení.

6.2.Zpracování výsledků EKG dat

Statistické výpočty byly provedeny na EKG záznamech pořízených vně (před) a uvnitř (během) CT. Z každého záznamu byl manuálně vybrán vzorek dat, jenž odpovídal časové aplikaci rentgenového záření a obsahoval nejméně pohybových artefaktů. Délka jednotlivých vybraných vzorků byla 10s. V případě EKG signálů pořízených během a před CT vyšetřením došlo k porovnání dvou subjektů.

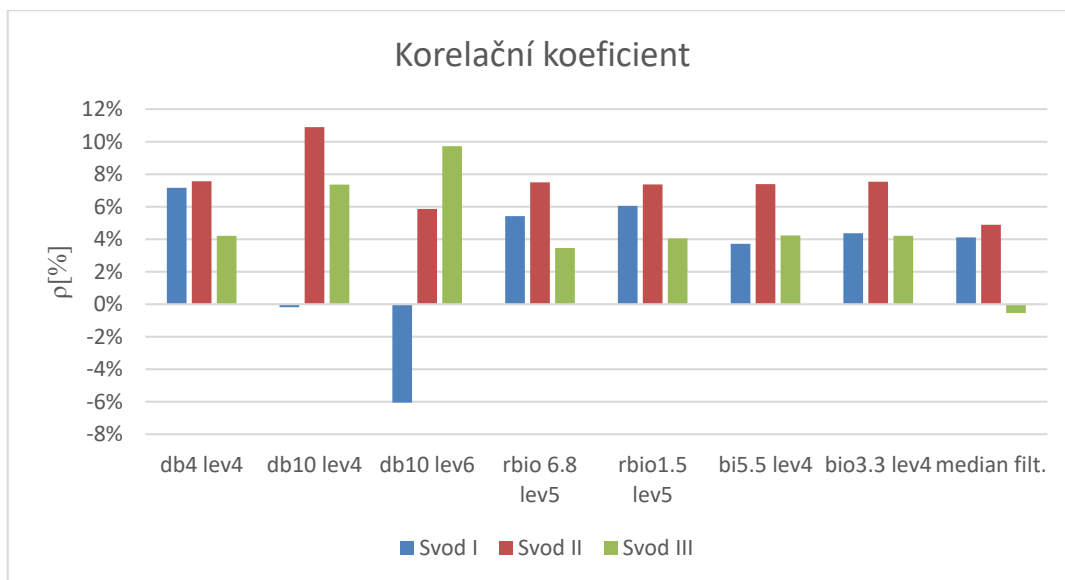
Hodnota korelačního koeficientu udává vzájemný vztah dvou signálů, jejich závislost či nezávislost. V tomto případě informaci, zda se signál získaný před CT vyšetřením shoduje se signálem získaným během CT vyšetření. U všech tří svodů analyzovaných subjektů se hodnoty korelačních koeficientů pohybují nad 93%. Vypočtené hodnoty koeficientů se blíží k 1, což značí silnou závislost signálů. Hodnoty MSE, RMSE a MAE se blíží k nule u všech svodů EKG signálu. Což značí vysokou shodnost obou signálů. Svod III subjektu 1 dosahuje nejlepších výsledků, vykazuje vysokou shodnost signálů, korelační koeficient se rovná 94,4% a hodnoty MSE, RMSE a MAE se blíží ideální nulové hodnotě.

Tab. 12 Statistické údaje vypočtené z filtrovaných EKG záznamů naměřených před CT vyšetřením (v klidu) a během CT skenování

Subjekt 1		Korelační koeficient [%]	MSE [mV]	RMSE [mV]	MAE [mV]
Svod	I	94,71	$1,6 \cdot 10^{-3}$	0,0402	0,0202
	II	94,8	$2,4 \cdot 10^{-3}$	0,0494	0,0239
	III	94,41	$9,9 \cdot 10^{-5}$	0,0099	0,0057
Subjekt 2					
Svod	I	93,83	$2,1 \cdot 10^{-3}$	0,0458	0,0254
	II	93,9	$2,5 \cdot 10^{-3}$	0,05	0,0302
	III	93,49	$1,1 \cdot 10^{-4}$	0,0104	0,0075

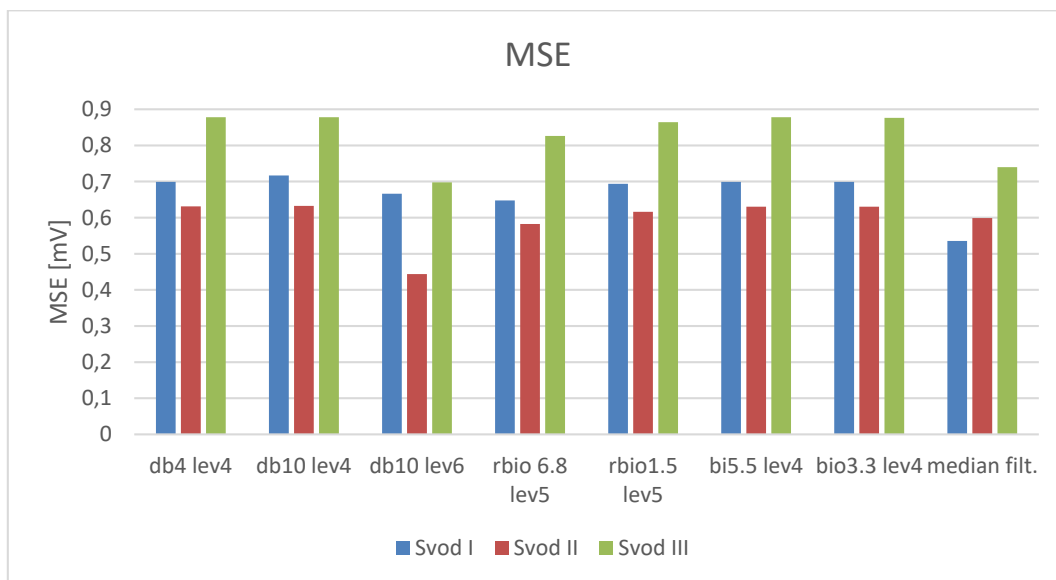
Na signály získané během MR vyšetření byly aplikovány různé filtry a následně vypočtena jejich podobnost se signály měřenými mimo magnetické pole skeneru. EKG křivky obou záznamů byly zarovnány k nule podle prvního R kmitu. Počet detekovaných kmitů vně a uvnitř MR byl odlišný. Signál ovlivněný magnetickým polem měl vyšší srdeční frekvenci, což přispělo k vyšší hodnotě chyb měření.

Vypočtené hodnoty jednotlivých subjektů byly následně zprůměrovány pro každý svod zvlášť. Statistické hodnoty všech použitých filtrů byly pro lepší názornost zobrazeny v grafech níže.

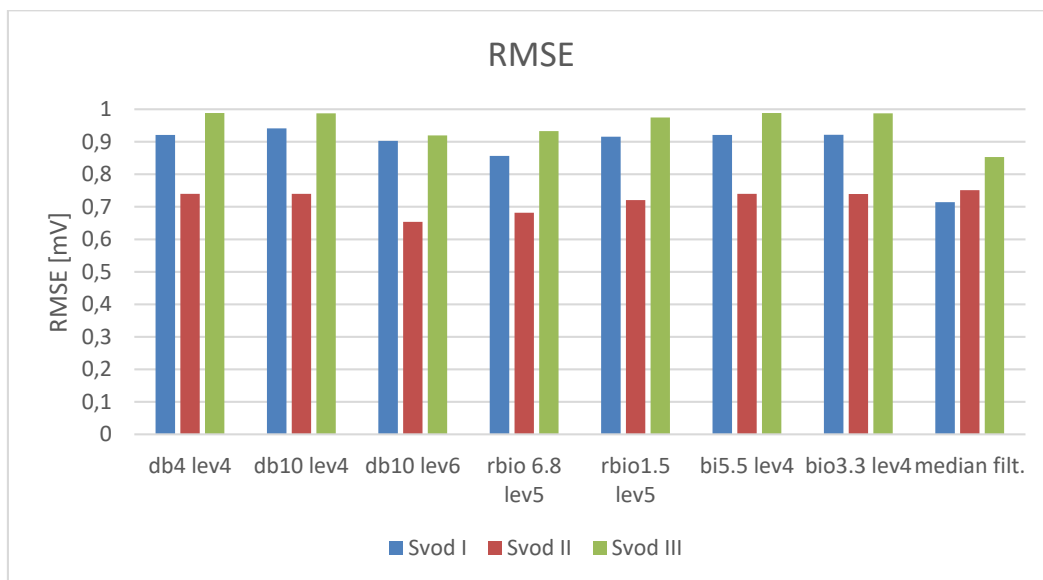


Graf č. 1 Průměrná hodnota korelačního koeficientu filtrovaných EKG signálů

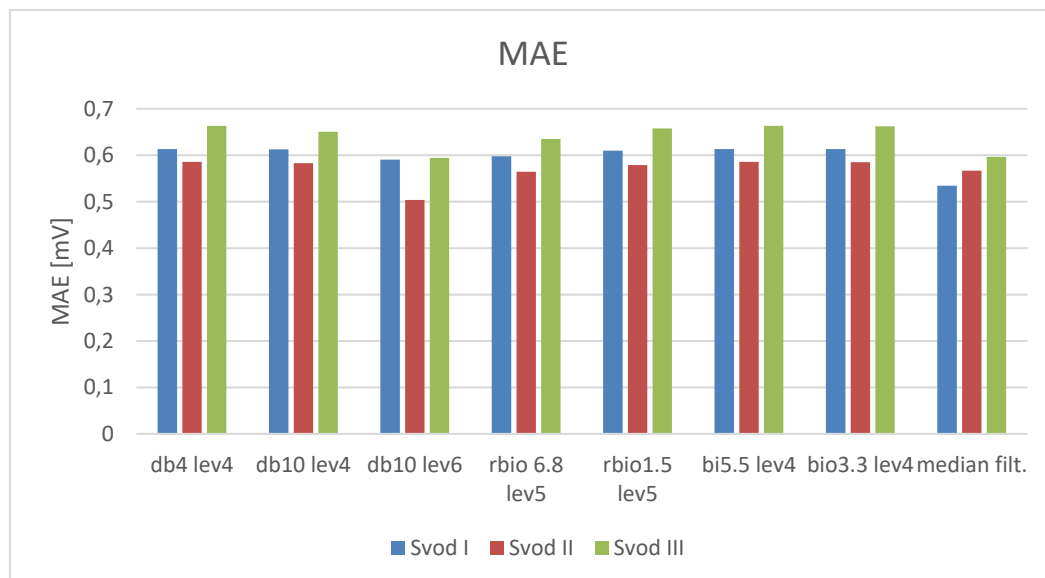
Korelační koeficient vycházel v hodnotách blízkých nule, maximálně do 12%, značí tedy, že signály na sobě nejsou lineárně závislé. Tento trend se držel u všech typů vlnek WT i mediánového filtru. Vlnková transformace mateřskou vlnkou db10 úrovně 6 vykazovala největší míru závislosti, což odpovídalo vzhledu filtrovaného signálu.



Graf č. 2 Průměrná hodnota střední kvadratické chyby filtrovaných EKG signálů



Graf č. 3 Průměrná hodnota odmocniny střední kvadratické chyby filtrovaných EKG signálů



Graf č. 4 Průměrná hodnota střední absolutní chyby filtrovaných EKG signálů

7. Zhodnocení výsledků

Při hodnocení vlivu zobrazovacích metod na EKG a transformované VKG signály byly stanoveny hypotézy. Jeden z předpokladů byl takový, že záznamy pořízené při CT vyšetření se nebudou lišit od záznamů pořízených před ním. Tato hypotéza nebyla zamítnuta. Naopak druhým předpokladem bylo, že vliv magnetického pole na EKG a transformované VKG záznamy bude značný, tudíž se signály naměřené mimo magnetické pole skeneru budou lišit od signálů zaznamenaných uvnitř magnetického pole přístroje.

7.1. Zhodnocení výsledků VKG

Srovnáním transformovaných svodů X a Y signálů zaznamenaných před a během CT byly získány důležité statistické informace. Na základě výpočtu korelačního koeficientu, jenž se blíží 100% u obou svodů lze říci, že signály jsou lineárně závislé. Hodnoty MSE, RMSE a MAE se pohybují v řádu setin mV, blíží se tedy k nule, což indikuje vysokou shodnost signálů.

Výsledné vektory křivosti u obou signálů nabývají podobných hodnot. Křivka má tvar velice úzkého oválu, vektory křivosti ve většině bodů nabývají hodnot blízkých nule, maxima dosahují v oblasti odpovídající vrcholu R kmitu. Jelikož si jsou signály morfologicky podobné, hodnoty vektorů křivosti nabývají obdobných hodnot. Na základě párového t-testu nebyla zamítnuta nulová hypotéza. Lze říci, že zkoumaný faktor, rentgenové záření produkované při CT vyšetření nemá vliv na průměrný vektor křivosti QRS smyčky transformovaného VKG signálu.

Srovnáním transformovaných svodů X, Y a Z signálů zaznamenaných před a během MR byly získány důležité statistické informace. Hodnota korelačního koeficientu je velice různorodá, jeho průměrná hodnota u všech třech svodů přesahuje 50%, avšak rozmezí, ve kterém se tyto hodnoty pohybují u jednotlivých subjektů je od -1% do 96%. V důsledku této různorodosti výsledků nelze tvrdit, že signály vykazují lineární závislost. Průměrné hodnoty MSE, RMSE a MAE se pohybují v řádu desetin mV, což ukazuje na odlišnost signálů získaných vně a uvnitř MR. Z těchto údajů plyne tvrzení, že statické magnetické pole o intenzitě 3T má vliv na svody transformovaného VKG signálu.

Na základě párového t-testu byla zamítnuta nulová hypotéza o tom, že střední hodnota rozdílu průměrných vektorů křivosti uvnitř a vně MR je rovna nule. Lze říci, že zkoumaný faktor, statické magnetické pole B_0 o intenzitě 3T má vliv na průměrný vektor křivosti QRS smyčky transformovaného VKG signálu. Ze získaných výsledků bylo zjištěno, že působením statického magnetického pole klesne průměrná hodnota vektoru křivosti QRS smyčky.

Stejným testem byla zamítnuta hypotéza o tom, že střední hodnota rozdílu obvodů QRS smyček uvnitř a vně MR je rovna nule. Byl potvrzen vliv statického magnetického pole o intenzitě 3T na obvod QRS smyčky transformovaného VKG signálu. Dle výsledků lze říci, že působením statického magnetického pole vzroste obvod QRS smyčky.

Na základě výsledku t-testu nebyla zamítnuta hypotéza o tom, že střední hodnota rozdílu maximální velikosti vektoru QRS smyčky uvnitř a vně MR je rovna nule. Obdobně jako v případě testování maximální vzdálenosti QRS smyčky a jejího těžiště, kde hypotéza o tom, že střední hodnota rozdílu tohoto parametru je uvnitř a vně MR rovna nule, nebyla zamítnuta. Z čehož vyplývá tvrzení o tom, že statické magnetické pole o intenzitě 3T nemá statisticky významný vliv na sledované příznaky VKG

smyčky, kterými jsou maximální velikost vektoru QRS smyčky a maximální vzdálenost QRS smyčky a jejího těžiště.

7.2. Zhodnocení výsledků EKG

Srovnáním EKG signálů zaznamenaných během a po CT vyšetření byly získány důležité informace. Na základě výpočtu korelačního koeficientu, jenž přesahuje 93% u všech svodů analyzovaných signálů lze říci, že signály jsou lineárně závislé. Hodnoty MSE, RMSE a MAE se blíží k nule u všech svodů EKG signálu, což značí vysokou shodnost obou signálů. Lze říci, že na základě těchto získaných údajů byla potvrzena domněnka o tom, že rentgenové záření generované během CT vyšetření neovlivní významným způsobem snímání EKG signál.

V rámci analýzy bylo provedeno srovnání filtrovaných EKG signálů získaných uvnitř MR, jenž byly postupně filtrovány osmi typy filtrů, se signály získanými po MR vyšetření. Při aplikaci filtrů na signály bylo dbáno hlavně na morfologii křivek a zamezení ztráty diagnostické informace. Průměrné hodnoty korelačního koeficientu dosahují hodnot do 12%. Nejvyšších hodnot dosahuje ve svodu II, jeho pokles byl zaznamenán při použití WT s vlnkou db10 úrovně 6 a mediánového filtru. Výsledky koeficientů zbylých filtrů dosahují podobných hodnot, poté jsou si nejvíce podobné výsledky filtrů s vlnkami rbio a bio, ty vykazují obdobné hodnoty u všech tří svodů. Průměrná střední kvadratická chyba všech tří svodů byla nejnižší v případě signálů filtrovaných WT s vlnkou db10 úrovně 6, poté následoval mediánový filtr a WT s vlnkou rbio 6.8 úrovně 5. Největší rozdíly MSE po použití filtrů byly zaznamenány ve svodu II.

Obecně lze říct, že z vybraných osmi typů filtrů dosáhly lepších statistických výsledků signály filtrované mediánovým filtrem a WT s vlnkou db10 úrovně 6. Po aplikaci mediánového filtru byl korelační koeficient nízký, nebyla tedy prokázána závislost signálů vně a uvnitř MR pole. MSE, RMSE a MAE dosahovaly nízkých průměrných hodnot u všech tří svodů. Mediánový filtr tedy nezlepší shodnost signálů, ale sníží množství chyb. Aplikací WT s vlnkou db10 úrovně 6 bylo dosaženo vyšší hodnoty korelačního koeficientu a nižších hodnot MSE, RMSE a MAE v porovnání s ostatními lineárními filtry.

Závěr

Cílem diplomové práce bylo vypracovat analýzu vlivu zobrazovacích metod na snímané EKG a z něj transformované VKG. K analýze byly použity záznamy EKG pořízené před a během CT a MR. Signály snímané během MR byly vystaveny statickému magnetickému poli o intenzitě 3T. Signály snímané během CT byly vystaveny rentgenovému záření, přesněji nastavení rentgenky, které se běžně využívá k vyšetření břicha.

Na EKG signálu byla provedena filtrace s následnou korekcí izoelektrické linie. Dalším krokem bylo nalezení vrcholu R pomocí detektoru R kmitů. Díky lokalizaci těchto vrcholů byly extrahovány QRS komplexy několika cyklů a vypočtena tak průměrná křivka QRS komplexu. Pomocí dvou transformačních metod byly EKG signály převedeny na VKG a následně zobrazeny ve frontální rovině. VKG smyčky byly popsány příznaky, které je charakterizují. Výpočty byly provedeny pro data měřená před i během CT a MR.

Výpočty korelačních koeficientů udávají lineární závislost signálů před a během CT. Hodnoty MSE, RMSE a MAE se blížily k nule, což indikuje vysokou shodnost signálů a to jak u EKG svodů tak u transformovaných VKG svodů. Porovnáním EKG svodů záznamů získaných vně a uvnitř magnetického pole skeneru byla potvrzena odlišnost signálů. Doplněním byla aplikace osmi druhů filtrů na EKG záznamy ovlivněné magnetickým polem B_0 ve snaze zjistit, který z nich nejlépe odstraní přítomné rušení signálu, ale nepoškodí užitečnou informaci, jenž signál nese. Nejlepších statistických výsledků bylo dosaženo filtrací WT s vlnkou db10 úrovně 6.

Na základě statistické analýzy dat bylo zjištěno, že rentgenové záření produkované během CT vyšetření nemá vliv na transformované VKG signály. Komparací příznaků VKG smyček před a během MR byly získány výsledky, které bylo možno statisticky zpracovat. Na základě párového t-testu nebyly zamítnuty hypotézy o tom, že statické magnetické pole o intenzitě 3T má vliv na průměrný vektor křivosti QRS smyčky. Pozorováním bylo zjištěno, že hodnota tohoto vektoru působením magnetického pole klesá. Významný vliv byl prokázán také na obvod QRS smyčky, kde byl pozorován nárůst obvodu smyčky během působení statického magnetického pole B_0 . Hodnoty maximální velikosti vektoru QRS smyčky a maximální vzdálenosti QRS smyčky a jejího těžiště vně a uvnitř magnetického pole se od sebe lišily, tento rozdíl však nebyl statisticky významný.

Z dosažených výsledků vyplývá, že použití statického magnetického pole o intenzitě 3T může způsobit významné změny v EKG i VKG signálech. Výstupem práce jsou důkazy o vlivu zmíněného magnetického pole na transformované VKG signály a na určité příznaky vektorkardiografických smyček. Změny vektorkardiografických smyček se projeví u dvou hodnocených příznaků, jenž tyto křivky charakterizují. Těmito příznaky jsou průměrný vektor křivosti a obvod QRS smyčky. V budoucnu lze na tuto práci navázat výzkumem zabývajícím se vlivem gradientních polí, vznikajících při vyšetřeních magnetickou rezonancí, na snímané EKG či transformované VKG signály. Následně se také nabízí výzkum posouzení vlivu odlišné polohy pacienta během MR vyšetření na snímané EKG či VKG signály.

Seznam použité literatury

- [1] BAILEY, J.J., et al. Recommendations for Standardization and Specifications in Automated Electrocardiography: Bandwidth and Digital Signal Processing. A report for health professionals by an ad hoc writing group of the Committee on Electrocardiography and Cardiac Electrophysiology of the Council on Clinical Cardiology, American Heart Association. *Circulation*, February 1990, 81(2), 730– 739.
- [2] BOROVIČKA, J. *Analýza interindividuality EKG v populaci*. Ostrava, 2014. Diplomová práce. VŠB TUO. Vedoucí práce doc. Ing. Marek Penhaker, Ph.D.
- [3] BRONZINO, J.D. The biomedical engineering handbook. 2nd ed. Boca Raton, FL: CRC Press. 2000, 3159 s. ISBN 0-8493-0461-X.
- [4] BURGER, H. C., J. B. VAN MILAAN. HEART-VECTOR AND LEADS. Physisch Laboratorium der Rijks Universiteit te Utrecht. Holland, 1946.
- [5] BURGER, H. C., J. B. VAN MILAAN. HEART-VECTOR AND LEADS.: PART II. Physisch Laboratorium der Rijks Universiteit te Utrecht. Holland, 1947.
- [6] BURGER, H. C., J. B. VAN MILAAN. HEART-VECTOR AND LEADS.: PART III, Geometrical representation. Physisch Laboratorium der Rijks Universiteit te Utrecht. Holland, 1948.
- [7] CORREA, R., ARINI, P.D., VALENTINUZZI, M.E., LACIAR, E. Acute myocardial ischemia monitoring before and during angioplasty by a novel vectorcardiographic parameter set. *Journal of Electrocardiology*. 2013, 46(6). ISSN 0022-0736. DOI: 10.1016/j.jelectrocard.2013.06.001. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com./retrieve/pii/S0022073613003105>
- [8] CORREA, R., ARINI, P.D., VALENTINUZZI, M.E., LACIAR, E. Novel set of vectorcardiographic parameters for the identification of ischemic patients. *Medical Engineering*. 2013, 35(1), ISSN 1350- 4533. DOI:10.1016/j.medengphy.2012.03.005.
- [9] DAREBNÍKOVÁ, M. *Vyhodnocení biologických signálů*. Ostrava, 2012. Diplomová práce. VŠB TUO. Vedoucí práce doc. Ing. Marek Penhaker, Ph.D.
- [10] Délka křivky. *Katedra matematiky* [online]. [cit. 2019-02-06]. Dostupné z: <https://math.feld.cvut.cz/mt/txt/5/txc3da5c.htm>
- [11] EKG Kardioblog. *Odhad elektrické osy srdce*. [online]. [cit. 2017-09-20]. Dostupné z: <https://prezi.com/drzbws2o2eoj/odhad-elektricke-osy-srdce/>
- [12] GAVRONOVÁ, E. *Analýza vlivu umístění elektrod při měření Frankovými svody*. Ostrava, 2014. Diplomová práce. VŠB TUO. Vedoucí práce Doc. Ing. Marek Penhaker, Ph.D.
- [13] HAMAN, P. *Základy EKG*. [online]. [cit. 2017-09-15]. Dostupné z: <http://ekg.kvalitne.cz/popis5.htm>
- [14] KHAN, M. G. *EKG a jeho hodnocení*, 1. vyd. Praha: Grada Publishing a.s., 2005, 348s. ISBN 80-247-0910-4.

- [15] KITTNAR, O. *Lékařská fyziologie*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, a.s., 2011. ISBN 978-80-247-3068-4. W/kg
- [16] KLIMEŠ, Petr. *Analýza intrakardiálního EKG*. Ostrava, 2011. Diplomová práce. VŠB TUO. Vedoucí práce doc. Ing. Marek Penhaker, Ph.D.
- [17] KONOPKA, O., Analýza nezávislých komponent [online]. [cit. 2019-02-06]. Dostupné z: <http://amber.feld.cvut.cz/bio/konopka/file/LBR-semestralka.pdf>
- [18] KORS, J.A., VAN HERPEN, G., SITTIG AG, VAN BEMMEL, J.H. Reconstruction of the Frank vectorcardiogram from standard electrocardiographic leads: diagnostic comparison of different methods [online]. 1990, 11. [cit. 2017-12-06]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2292255>.
- [19] KOZUMPLÍK, J., HOLČÍK, J. *Diskrétní metody zpracování biosignálů*. Brno, 1978. VUT.
- [20] MALMIVUO, J., PLONSEY, R. *Bioelectromagnetism*. New York: Oxford University Press, 1995 [online]. [cit. 2017-04-17]. Dostupné z: <http://www.bem.fi/book/>
- [21] MJAAVATTEN, A., *Curvature of a discrete curve in 3D space*. 2018, [cit. 2019-02-06].
- [22] NAŇKA, O., ELIŠKOVÁ, M. *Přehled anatomie*. 2.vyd. Galén, 2009. ISBN 978-80-7262-612-0.
- [23] PENHAKER, M. *Zdravotnické elektronické přístroje: učební texty*. 1. vyd. Ostrava, 2013. VŠB TUO.
- [24] *Popis EKG*. LF MU Brno [online]. [cit. 2017-09-15]. Dostupné z: http://www.med.muni.cz/patfyz/practic/prezentace/PopisEKG_cz.pdf
- [25] ROZMAN, J. et al. *Elektronické přístroje v lékařství*. Praha: Academia, 2006. ISBN 80-200-1308-3.
- [26] RUTTKAY-NEDECKÝ, I. *Elektrické pole srdce*. 1. vyd. Bratislava: VEDA, 1983, 264s. ISBN 71-073-82.
- [27] SEDLÁŘ, M. *Vektorkardiografie pro dlouhodobé záznamy*. Brno, 2010. Diplomová práce. VUT. Vedoucí práce Ing. Jana Kolářová, Ph.D.
- [28] SZPYRC, B. *Měření parametrů kardiovaskulárního systému*. Brno, 2008. Bakalářská práce. VUT. Vedoucí práce Ing. Jana Bardoňová, Ph.D.
- [29] TROJAN, S., et al. *Lékařská fyziologie*. Praha: Grada Publishing, a.s, 2003, 772 s. ISBN 80-247-0512-5.
- [30] WEBSTER, J.G., CLARK, J.W. *Medical instrumentation: application and design*. 4th ed. Hoboken, NJ: John Wiley & Sons. 2010, 695 s. ISBN 978-0-471-67600-3.

Seznam příloh

- I. Zdrojové kódy (příloha na CD)
- II. Zdrojová EKG data (příloha na CD)
- III. Statistická data (příloha na CD)